10011

NOVAS TECNOLOGIAS APLICADAS À SAÚDE:

Desenvolvimento de Sistemas Dinâmicos- Conceitos, aplicações e utilização de técnicas inteligentes e regulação

Organizadores:

Cicília Raquel Maia Leite – UERN
Célia Aparecida dos Reis – UNESP
Pedro Canisio Binsfeld – CONEP/CNS
Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa – UnB

Reitor
Prof. Pedro Fernandes Ribeiro Neto

Vice-Reitora
Fátima Raquel Rosado Morais

Diretora de Sistemas Integrado de Bibliotecas
Jocelânia Marinho Maia de Oliveira

Chefe da Editora Universitária – EDUERN
Anairam de Medeiros e Silva

Comissão Editorial do Programa Edições UERN:
Emanoel Márcio Nunes
Isabela Pinheiro Cavalcante Lima
Diego Nathan do Nascimento Souza
Jean Henrique Costa
José Cezinaldo Rocha Bessa
José Elesbão de Almeida
Ellany Gurgel Cosme do Nascimento
Ivanaldo Oliveira dos Santos Filho
Wellignton Vieira Mendes

Organização:
Cicilia Raquel Maia Leite - UERN
Célia Aparecida dos Reis - UNESP
Pedro Canisio Binsfeld - CONEP/CNS
Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa – UnB

Revisores Técnicos
Adriano Gomes da Silva
Bruno Elvis Costa
Carleide dos Santos Moizinho
Célia Aparecida dos Reis
Christina Pacheco Santos Martin
Cicília Raquel Maia Leite
Giselle Zayra da Silva de Oliveira
Glécia Virgolino da Silva Luz
Jaqueline Alves Ribeiro
Jomar Ferreira dos Santos
José da Conceição Carvalho Junior
Lia Sant'Ana Soares Alves
Lorena Roberta de Souza Mendes Kawamura
Mário Fabrício Fleury Rosa
Murilo Venturin
Pedro Canisio Binsfeld
Ronei Delfino da Fonseca
Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa
Suellem Stephanne Fernandes Queiroz
Sylvia de Sousa Faria

Revisão Técnica de Português
Maria do Socorro Oliveira
Doutora em Estudos da Linguagem pela UFRN - 2016

Diagramação:
Bruno Ribeiro Soares

Autores:

Adalberto Veronese Costa
Adriana Cardoso Furtado
Adriano Gomes da Silva
Alberto Nascimento de Andrade
Ana Isabel Reis Nascimento
Antônio Anderson Sandro A. Lira
Bárbara O. dos Santos Meneses
Célia Aparecida dos Reis
Cicília Raquel Maia Leite
Cynthia Moreira Maia
Daniela O. H. Suzuki
Diana Rodrigues de Cerqueira
Douglas Domingues Bueno
Edgard Morya
Ely Mitie Massuda
Emerson Fachin-Martins
Euler de Vilhena Garcia
Ezequiel Soares da Silva
Fabrício Lima Brasil
Felipe Arruda Moura
Felipe Murcia
Fernando Chavez
Flavia Maria Guerra S. A. Oliveira
Francisco Milton Mendes Neto
Gabriela M. de M. Rodrigues
Glaukus Regiane Bueno
Guilherme B. Pintarelli
Guilherme T. Leal
Henderson Matsuura Sanches
Henrique Nogaroto
Ingridy Marina Pierre Barbalho
Jean Faber
João Angelo Ferres Brogin
João Guilherme Alves Moraes Leite
Jonathan Sadrack Amâncio da Silva Cabral
José A. A. de Andrade
José A. Berkenbrock
José Elias Matieli
José Erico Gomes da Silva
José Francisco Silva Costa Júnior
Juliane Cristina Leme
Junio Alves de Lima
Kelly Mônica Marinho e Lima
Ledycnarf Januário de Holanda
Liebson Henrique Bezerra Lopes
Lizianne Priscila M. Souto
Lourdes Mattos Brasil
Luciana C. Ramos
Luigi Marcel Pereira de Souza
Luisa Santiago C. B. Silva
Marcela de Angelis Vigas Pereira
Marcelino Pereira S. Silva
Marcelo M. M. Rangel
Mariana Queiroz Souza
Mário Hebling Campos
Melissa Silva Monteiro
Osamu Saotome
Patrícia Mayara Moura da Silva
Patricio de Alencar Silva
Paulo Gabriel Gadelha Queiroz
Paulo Henrique Ferreira de Araujo Barbosa
Paulo Roberto dos Santos
Pedro Canísio Binsfeld
Pedro Fernandes Ribeiro Neto
Ricardo da Silva Torres
Rodrigo Luiz Ximenes
Rodrigo Monteiro de Lima
Ronei Delfino da Fonseca
Salatiel Dantas Silva
Sandro A. P. Haddad
Severino Peixoto Nunes Netto
Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa
Talía Simões dos Santos Ximenes
Thaís Branquinho Oliveira Fragelli
Thaísa Lucas Filgueira Souza Dantas
Thiago Alefy Almeida e Sousa
Thiago Lopes Amaral
Thiago Vidal Pereira
Thomas Philippe da Silva Arruda
Tiago Franklin Rodrigues Lucena
Vandor Roberto Vilardi Rissoli
Victor Felipe Bacarin
Wagner Coelho de Albuquerque Pereira
Wedson Carlos Gomes de Oliveira

Catalogação da Publicação na Fonte.
Universidade do Estado do Rio Grande do Norte.

Novas tecnologias aplicadas à saúde: desenvolvimento de sistemas dinâmicos-conceitos, aplicações e utilização de técnicas inteligentes e regulação/ Cicília Raquel Maia Leite... [et al.]. – Mossoró – RN: EDUERN, 2019.
608p.

ISBN: 978-85-7621-249-2

1. Novas tecnologias – Saúde 2. Sistemas de Informação na Saúde 3. Engenharia Biomédica. I. Rosa, Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury. II. Reis, Célia Aparecida dos. III. Binsfeld, Pedro Canisio. IV. Universidade do Estado do Rio Grande do Norte. V. Título.

UERN/BC CDD 005.5

Bibliotecária: Aline Karoline da Silva Araújo CRB 15 / 783

10011

NOVAS TECNOLOGIAS APLICADAS À SAÚDE:

Desenvolvimento de Sistemas Dinâmicos- Conceitos, aplicações e utilização de técnicas inteligentes e regulação

Organizadores:

Cicília Raquel Maia Leite – UERN

Célia Aparecida dos Reis – UNESP

Pedro Canisio Binsfeld – CONEP/CNS

Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa – UnB

- **Tipo de Editora:** Universitária.
- **Distribuição e Acesso:** Distribuição em formato digital (pdf)
- **Conselho Editorial:** Revisão por pares
- **Financiamento:** Dos próprios autores, Agência de Fomento CNPq - Bolsa de Produtividade em Pesquisa DT2.
- **Natureza da Obra:** Coleção - Novas Tecnologias Aplicadas à Saúde - Vol 1(2017) e Vol 2 (2019)
- **Edição:** 1^0 - 2019
- **Natureza do Conteúdo:** Obra Editada a partir dos resultados de projetos de pesquisa vinculados aos programas de pós-graduação dos autores da obra.
- **Autoria:** Os autores que compõem essa obra são pesquisadores das Universidades, Discentes de Programas de Pós-graduação, Docentes e Comunidade acadêmica.
- Programas de Pós-graduação:
    - Programa de Pós-graduação em Políticas Públicas em Saúde - Fiocruz, Brasília-DF
    - Programa de Pós-graduação em Ciência da Computação - PPGCC (Associação ampla UERN e UFERSA)
    - Pós-Graduação em Ciências e Tecnologias em Saúde -PPGCTS
    - Pós-Graduação em Engenharia de Sistemas Eletrônicos e de Automação - PGEA
    - Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico - CNPq (Bolsista de Produtivida e Desenvolvimento Tecnologico DT-2)
    - Programa de Pós-graduação em Sistemas Mecatrônicos - PPPMEC
    - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica - PPGEB

PREFÁCIO

Inúmeras iniciativas em saúde estão acumulando enormes repositórios de dados de prontuários médicos ambulatorias e hospitalares, registros médicos eletrônicos e outros dados que podem ser usados para apoiar a pesquisa da avaliação de novas tecnologias médicas. Há riqueza nestes dados, mas as ligações e as conexões entre todas essas fontes de dados são geralmente limitadas e criam estruturas de dados complexas que determinam desafios para os métodos estatísticos multivariados tradicionais. Novos métodos, como o aprendizado de máquina (machine learning) e Bigdata estão começando a ser usados na economia da saúde e na pesquisa de desfechos (outcomes research). Esses métodos são mais fáceis de manipular estruturas de dados complexas, mas tradicionalmente têm sido focados na predição em vez de estimar os efeitos do tratamento.

A disponibilidade de dados de prontuários médicos eletrônicos nos Estados Unidos expandiu-se exponencialmente, principalmente devido aos incentivos de uso com o Affordable Care Act. Esta maior disponibilidade, em combinação com as limitações bem conhecidas dos dados de sinistralidade médicos em relação aos desfechos clínicos e medidas de gravidade dos pacientes, gerou um grande interesse na realização de pesquisas com dados de prontuários médicos eletrônicos[1].

Existem várias características dos dados de prontuários médicos eletrônicos que dificultam o uso para pesquisa avaliação de novas tecnologias médicas. Os dados de prontuários médicos eletrônicos tendem a ser específicos para determinados contextos clínicos. Como resultado, muitas vezes é difícil entender os perfis de comorbidade do paciente e a amplitude da interação dos pacientes com o sistema de saúde. Em contraste, as faturas de sinistros médicos são muito boas em captar a amplitude da utilização dos recursos nos cuidados de saúde do paciente em todos os ambientes de cuidados, mas faltam detalhes clínicos. Grandes organizações clínicas, como redes integradas de cuidados*, podem ter vários prontuários médicos eletrônicos e vários fornecedores de prontuários médicos eletrônicos para seus diferentes locais clínicos. Estes dados podem não estar vinculados e, mesmo que estejam, podem estar em formatos diferentes. Por fim, apesar da disponibilidade de prontuários médicos eletrônicos de campos estruturados para dados como altura, peso, pressão arterial, resultados laboratoriais comuns, etc, esses campos geralmente estão vazios e os dados permanecem em notas não estruturadas. Isso torna os dados muito difíceis de usar para pesquisa da avaliação de novas tecnologias médicas.

Ensaios clínicos controlados randomizados oferecem o mais alto nível de validade interna para estimar um efeito do tratamento, porque a randomização equilibra os comparadores nas variáveis observadas e não observadas que podem estar associadas tanto ao tratamento quanto aos desfechos. Na ausência de randomização, métodos estatísticos (por exemplo, métodos de escore de propensão) podem ser usados para balancear comparadores com base nas características observadas.

O Bigdata, particularmente relacionando variáveis que anteriormente não estavam disponíveis, nos permite reduzir o viés introduzido por variáveis não observadas e se aproximar das estimativas que teríamos obtido com um estudo randomizado. Esta questão é crucial porque, por uma variedade de razões, não realizamos ensaios clínicos controlados randomizados para cada tratamento ou questão política. Em vez disso, geralmente usamos

* . No Brasil seriam as operadoras de planos de saúde verticalizadas.

dados observacionais existentes para tentar substituir um estudo randomizado, o estudo-alvo, que responderia às nossas questões de interesse e políticas de tratamento. A pesquisa de efetividade comparativa ou análise de segurança usando um grande banco de dados pode ser vista como uma tentativa de substituir um estudo-alvo[2].

Os ensaios clínicos controlados randomizados são o padrão ouro para estabelecer relação de causa e efeito entre uma terapia e um desfecho. Quando bem delineados e bem conduzidos, possuem validade interna e estabelecem a eficácia e segurança de novas terapias em condições controladas. Porém, mesmo com eficácia e segurança comprovados, há incertezas se os resultados podem ser generalizados para a rotina da prática clínica (validade externa), em consequência da rigidez dos protocolos de pesquisa e do perfil de populações de estudos muito selecionadas. A Pesquisa de Efetividade Comparativa surgiu como forma de responder como os novos tratamentos e procedimentos funcionam fora das condições controladas do ensaio clínico[3].

Esta obra intitulada "Novas tecnologias aplicadas a saúde", organizada por Leite CRM, Reis CA, Binsfeld PC e Rosa SSRF, oferece aos pesquisadores, gestores e formuladores de políticas de saúde um conhecimento valioso para o uso das novas tecnologias aplicadas ao processo decisório em saúde. Parabéns aos autores!

Denizar Vianna Araujo
Médico com doutorado em Saúde Coletiva.
Professor Associado da Faculdade de Ciências Médicas da
Universidade do Estado do Rio de Janeiro

Referências:

1. Curtis L, Brown J, Platt R. Four health data networks illustrate the potential for a shared national multipurpose big-data network. Health Aff 2014;33:1178-86.

2. Tradução livre do original: hhs.gov/recovery/programs/cer/draftdefinition.html

3. Garrison LP Jr et al. Using real-world data for coverage and payment decisions: the ISPOR Real-World Data Task Force report. Value Health. 2007;10(5):326-35. Available at: http://download.journals.elsevierhealth.com/pdfs/journals/1098-3015/ - PIIS1098301510604706.pdf.

DEDICATÓRIA

Na realização da profissão de Pesquisador somos cercados por vários cenários da vida e por pessoas. Muitos dos cenários são exclusivos de algumas pessoas e são estes que marcam nossa vida e carreira. Lourdes Mattos Brasil na Fundação do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica (PPGEB), Faculdade Gama da Universidade de Brasília, construiu o cenário de integração, respeito, trabalho e gentileza. Marcou nossa história no Centro-Oeste do País com a fundação do 1º Programa na área nessa região. Lutou, sorriu, auxiliou e ao ir embora para o outro plano nos deixou no dia das mães, marcando mais uma vez sua luz e amor em nossos corações.

Sempre será lembrada, com carinho.

Dedicamos essa obra a **Professora Dra. Lourdes Mattos Bran.**

∗24/04/1964 - †12/05/2019

ORGANIZADORES

Profa. Dra. Célia Aparecida dos Reis

Endereço para acessar este CV:
http://lattes.cnpq.br/7644869884732752

Professora do Departamento de Matemática da Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira, FEIS/UNESP, Campus de Ilha Solteira, São Paulo, recebeu o título de Doutor em Engenharia Elétrica pela Universidade de São Paulo – Poli em 1994 e fez Pós-doutorado Pela UNESP em 2012. Recebeu o título de Mestre em Matemática pela Universidade Federal de São Carlos (UFSCar) em 1991 e é graduada em Licenciatura em Matemática pela Universidade Federal de Uberlândia, MG, em 1987. Fez Especialização em Matemática pela Universidade de Brasília em 1988. Atualmente suas pesquisas englobam a análise e controle de sistemas dinâmicos lineares e não lineares, mediante técnicas de linearização no espaço de estados além de análise de comportamento caótico, análise da dinâmica interna e dinâmica zero.

Profa. Dra. Cicilia Raquel Maia Leite

Endereço para acessar este CV:
http://lattes.cnpq.br/9378258073324535

Possui Graduação em Ciência da Computação pela Universidade do Estado do Rio Grande do Norte - UERN (2003), Mestrado em Engenharia Elétrica pela Universidade Federal de Campina Grande - UFCG (2005), Doutorado em Engenharia Elétrica e de Computação pela Universidade Federal do Rio Grande do Norte - UFRN (2011) e Pós-doutorado no Massachusetts Institute of Technology - MIT (2013). Desde de 2006 é professora da UERN, Adjunto IV, no Departamento de Informática. Professora Permanente do Programa de Pós-Graduação em Ciência da Computação - Associação Ampla UERN/UFERSA. Tem experiência na área de Ciência da Computação, com ênfase em Engenharia de Software, Informática Médica e Tecnologias Assistivas. É líder do grupo de pesquisa em Engenharia de Software. Atua na gestão universitária, em conselhos, comissões, colegiados e já desempenhou as funções na UERN de: Assessora de Captação de Recursos, Diretora de Pesquisa e Inovação, Pró-Reitora de Recursos Humanos e Assuntos Estudantis da UERN e atualmente Assessora Técnica da Reitoria da UERN.

Prof. Dr. Pedro Canisio Binsfeld

Endereço para acessar este CV:
http://lattes.cnpq.br/0416677654439233

Doutor em Biotecnologia (Summa cum Laude) pela Rheinische Friedrich Wilhelms Universität Bonn - Alemanha (1999) e Doutor em Biotecnologia pela Universidade Federal de Pelotas (1998). Pós-doutor em Biologia Celular e Molecular pela Universidade de Sydney - Austrália (1999). Habilitation em Ciências pela Universidade de Bonn (2000-2001). Docente, pesquisador e colaborador em Programas de Pós-Graduação em Biotecnologia e Políticas Públicas. Atuou como Secretário Executivo da Comissão Nacional de Ética em Pesquisa - Conep e Diretor adjunto do Departamento do Complexo Industrial e Inovação em Saúde e Coordenador Geral de Assuntos Regulatórios no Ministério da Saúde. Na ANVISA foi assessor chefe na Diretoria de Controle e Monitoramento Sanitário e na Diretoria de Regulação Sanitária. Integrou o Global Summit on Regulatory Science, e Expert brasileiro no ATHEG - Biosafety Clearing House - UNEP/CDB. Pelo Ministério da Saúde atuou em temas estratégicos de inovação, competitividade e regulação, incluindo o acompanhamento de Convenções e Protocolos Internacionais. Desempenhou a função de Autoridade Nacional Competente do Ministério da Saúde para Protocolo de Cartagena. Coordenou Comitê de Nanotecnologia da Anvisa. Representante do Ministério da Saúde no Comitê Nacional de Biotecnologia e no Comitê Interministerial de Nanotecnologia. Foi membro Titular do Ministério da Saúde na Comissão Técnica Nacional de Biossegurança, Conselheiro Titular do Ministério da Saúde no Conselho Nacional de Controle e Experimentação Animal, Conselheiro do Conselho de Gestão do Patrimônio Genético e coordenou a Comissão de Biossegurança em Saúde; Comitê de Acesso ao Genoma Humano, e Comissão de Propriedade industrial e Intelectual. Atua em áreas científicas, tecnológicas e de políticas públicas com ênfase em temas inovadores de políticas públicas, inovação em biotecnologia, nanotecnologia, biodiversidade, biossegurança e pesquisa em ciências regulatórias.

Profa. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa

Bolsista de Produtividade Desen. Tec. e Extensão Inovadora do CNPq - Nível 2
Endereço para acessar este CV:
http://lattes.cnpq.br/1154673226500318

Possui graduação em Engenharia Eletrônica pela Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho (2001), Mestrado em Engenharia Eletrônica - Mecatrônica - Instituto Tecnológico de Aeronáutica (2005). Doutorado em Engenharia Eletrônica - Biomédica pela Universidade de Brasília (2008). Pós-doutorado (2013) no Media Lab no Massachusetts Institute of Technology (MIT). Tem experiência na área de Engenharia Biomédica, atuando principalmente em Modelagem de Sistemas Fisiológicos via Bond Graph, Construção e Licenciamento de Dispositivos Médicos, Biomaterial Látex aplicado a Neoformação Tecidual, Feridas, Câncer Hepático e Ensaio Clinico. Pesquisadora e Fundadora do Laboratório de Engenharia e Inovação - LEI e do Laboratório de Engenharia e Biomaterial (BioEngLab - LEI) da Faculdade Gama Universidade de Brasília UnB - FGA. Professora Associada do Curso Engenharia Eletrônica, Universidade de Brasília (UnB) e do Curso de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica - UnB. Membro do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos - FS. Membro da Sociedade Brasileira de Profissionais em Pesquisa Clínica. Membro da Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica - SBEB. Membro - ABCM Committee of Nonlinear and Chaotic Phenomena.

SUMÁRIO

Capítulo 01 11
Contribuições da Tecnologia da Informação e Comunicação na Saúde Pública

Capítulo 02 25
Inovação em tecnologia assistiva: oportunidades e desafios

Capítulo 03 49
O alvorecer do homem com smartphones: um panorama sobre a saúde de trabalhadores que usam dispositivos móveis

Capítulo 04 63
M-Health e Saúde Mental: promoção de comportamentos saudáveis por meio de aplicativos de smartphones

Capítulo 05 81
Ontologia Aplicado a Saúde

Capítulo 06 99
Inovações Tecnológicas para o Acompanhamento da Ingestão de Alimentos

Capítulo 07 117
Sinais e Sistemas Fisiológicos: uma abordagem interdisciplinar

Capítulo 08 145
Elastografia Ultrassônica: Conceito, Princípios de Funcionamento, Aplicações Clínicas e Impacto na Sociedade

Capítulo 09 173
Análise do movimento durante a corrida em mulheres: uma abordagem interdisciplinar para a avaliação de materiais esportivos

Capítulo 10 199
Uma Revisão Sistemática: Sistemas de Apoio à Decisão Aplicados a Disfagia

Capítulo 11 215
Dispositivos eletrônico para identificar material cirúrgico retido em cavidades após cirurgias

Capítulo 12 233
Ghost Swimmer - avaliação do condicionamento físico de nadadores através de um sistema embarcado de LED's impermeáveis

Capítulo 13 253
Tratamento de Cânceres com Eletroquimioterapia

Capítulo 14 291
Desenvolvimento de um Protótipo de uma Mão Biônica Controlada por Comando de Voz

Capítulo 15 307
Um jogo sério como ferramenta Auxiliar na Aprendizagem de Crianças com Transtorno do Espectro Autista

Capítulo 16 329
Tecnologia 'Inteligente' Associada à Aprendizagem Significativa em Bioquímica

Capítulo 17 351
Reconhecimento de Padrões Eletroencefalográficos usando Classificadores Estatísticos

Capítulo 18 385
Câncer de Mama e Análise Mamográfica Inteligente

Capítulo 19 407
Telemedicina

Capítulo 20 427
Importância da Medição de Bioimpedância em um Marcapasso Artificial Implantável para Avaliar o Comportamento da Atividade Cardíaca

Capítulo 21 449
Plataformas tecnológicas em Saúde: Inovação, Competitividade e Regulação

Capítulo 22 465
SOS Socorrista: Sistema para Auxiliar Equipe Médica na Tomada de Decisão de Emergência

Capítulo 23 497
Sistema Multiagente Fuzzy Para Monitoramento e Avaliação dos Fatores de Risco do AVC

Capítulo 24 523
PRENEONATAL+: A utilização da telemedicina através do sistema para rastreamento, tratamento e monitoramento do diabetes gestacional

Capítulo 25 543
Identificação de Sistemas aplicados à Ablação por Radiofrequência (RFA) no caso do carcinoma hepatocelular (CHC) em equipamento médico assistencial nacional

Capítulo 26 563
Avaliação de Tecnologias em Saúde no Desenvolvimento Responsável de Equipamentos Médico-Assistenciais

Capítulo 27 583
Uma Abordagem da Técnica da Linearização Exata para Análise de uma Dinâmica Populacional Simplificada do Mosquito Aedes aegypti

1. CONTRIBUIÇÕES DA TECNOLOGIA DA INFORMAÇÃO E COMUNICAÇÃO NA SAÚDE PÚBLICA

Ana Isabel Reis Nascimento[1], Diana Rodrigues de Cerqueira[2], Mariana Queiroz Souza[3], Alberto Nascimento de Andrade[4]

1. Laboratório de Fisiologia e Biofísica/ Universidade Estadual da Bahia/ Departamento de Ciências Biológicas, Jequié-Bahia, e-mail: airnascimento@uesb.edu.br, ORCID 0000-0002-7483-7992
2. Laboratório de Neurociências, Universidade Federal da Bahia, ORCID 0000-0003-0713-4370
3. Departamento de Saúde I, Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia, ORCID 0000-0002-1172-5790
4. Egresso do Departamento de Ciência e Tecnologia, Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia, ORCID 0000-0001-5076-3565

Abstract

The development of communication, telecommunication and informatics technologies applied to the health area contributes to a better efficiency of the services provided. Such improvements are observed in the use of diagnostic analysis tools in disease treatments and health care. It is possible to note that the uses of technologies improve communication among medical practitioners, making these parts integrated. Therefore, through the new technologies and their processes, productivity and better effect were added to the diagnoses, with assertive and safe treatments. The use of technology allows information to be collected, stored, transferred and retrieved between different health care settings, favoring communication and treatment choices, as well as reducing the risk of errors and increasing safety in patient diagnosis. Combining the technological tools in the clinic and medical care reduces possible misunderstandings and wrong transfer of information among the professionals involved, since the technologies by themselves are not sufficient to provide the necessary health care to the individual. Through the semantic web, it is possible to improve the structuring of electronic records and to link health information, medical terms, medication names and billing codes in different software, coordinate patient care among several departments within hospitals, clinics and medical schools. Making use of the semantic web search engines become more efficient and useful for searching, creating and analyzing data, maintaining ontologies, making use of a comprehensive collection of features and related concepts, so that they become consistent and synergistic. This chapter aims to show some contributions of information and communication technologies (TICs) in the context of health, as an integrating tool, while showing the consequences resulting from the interrelationship between these two strands. To do so, a Boolean study was conducted, having the database of the US National Library of Medicine National Institutes of Health as the main research support. The descriptors in health sciences were used: "information technology and knowledge", "biomedical engineering" and "health". The use of TICs is important and necessary to universalize knowledge in the biomedical field, facilitate clinical practice and assistance, improve communication between the different segments of the health area, standardize medical terminology, in order to facilitate the practice of doctors professionals, medical care professionals and students in the area. Keywords: health; information and knowledge technology; biomedical engineering

Resumo

O desenvolvimento de tecnologias em comunicação, telecomunicações e informática aplicado à área de saúde contribui para uma melhor eficiência dos serviços prestados. Tais melhorias são observadas quanto ao uso de ferramentas de análises diagnósticas, nos tratamentos de doenças e assistência à saúde. É possível notar que os usos das tecnologias melhoram a comunicação entre os médicos profissionais da assistência médica, tornando estas partes integradas. Por conseguinte, através das novas tecnologias e seus processos, agregou-se produtividade e melhor efeito aos diagnósticos, com tratamentos assertivos e seguros. O uso das tecnologias permite que as informações sejam coletadas, armazenadas, transferidas e recuperadas entre diferentes configurações da assistência médica, favorecendo a comunicação e as escolhas de tratamentos, além de reduzir os riscos de erros e aumentar a segurança no diagnóstico do paciente. Combinar as ferramentas tecnológicas na clínica e assistência médica reduz possíveis distorções e transferência equivocada de informações entre os profissionais envolvidos, uma vez que as tecnologias, por si, não são suficientes para fornecer os cuidados de saúde necessários ao indivíduo. Através da web semântica é possível aprimorar a estruturação de registros eletrônicos e vincular informações de saúde, termos médicos, nomes de medicamentos e códigos de faturamento em diferentes softwares, coordenar atendimentos ao paciente entre diversos departamentos dentro de hospitais, clínicas e escolas médicas. Fazendo uso da web semântica os mecanismos de busca se tornam mais eficientes e úteis para a busca, criação e análise de dados, manutenção de ontologias, fazendo uso de uma coleção abrangente de recursos e conceitos relacionados, de modo que se tornem consistentes e sinérgicos. Este capítulo tem como objetivo mostrar algumas contribuições das tecnologias da informação e da comunicação (TICs) no contexto da saúde, como ferramenta integradora, ao tempo em que evidencia as consequências resultantes da inter-relação entre essas duas vertentes. Para tanto, foi realizada uma pesquisa booleana tendo a base de dados da US National Library of Medicine National Institutes of Health como suporte principal de pesquisa. Utilizaram-se os descritores em ciências da saúde: "tecnologia da informação e conhecimento", "engenharia biomédica" e "saúde" para a seleção dos materiais. O uso das TICs é importante e necessário para universalizar os conhecimentos na área biomédica, facilitar a prática clínica e de assistência, melhorar a comunicação entre os diversos segmentos da área de saúde, padronização de terminologia médica, de modo a facilitar a prática de profissionais médicos, da assistência médica e estudantes da área. Palavras-chave: saúde; tecnologia da informação e conhecimento; engenharia biomédica

Vínculo com a obra

As tecnologias da informação e do conhecimento interpõem a vida profissional de todo e qualquer indivíduo e, no âmbito da saúde, vem se tornando cada vez mais presente e crucial no que tange a prevenção, diagnóstico e tratamento de doenças. Uma vez que sou Professora Adjunto da disciplina Biofísica, na Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia", atuando junto aos cursos da área de Saúde e vinculada ao grupo de pesquisa Neurogenômica, na linha de pesquisa Epidemiologia, desenvolvendo o projeto de pesquisa "Estudo epidemiológico da população infanto-juvenil afetada por transtornos do neurodesenvolvimento em Jequié – Bahia", percebo a necessidade presente de discussão acerca das contribuições das tecnologias das comunicações e da informação na área de saúde. Dessa forma, acompanhar as inovações na área médica, da assistência e científicas a fim de embasar o estudo que desenvolvo junto com a equipe e com os alunos associados. Contribuindo com a escrita desta obra enriqueço meus conhecimentos, fundamento melhor as perguntas a serem respondidas pelo meu estudo, além de ampliar meu raio de ação cooperando para um maior alcance profissional.

Tabela de Siglas

Tecnologia da Informação e da Comunicação	TIC
Uniform Resource Identifier	URI
Sistema Único de Linguagem Médica	UMLS
Systematised Nomenclature of Medicine Clinical Terms	SNOMED CT
Gene Ontology	GO
Ontologia Biomédica Aberta	OBO
Disease Ontology	DO
Infecções Sexualmete Transmissíveis	ISTs
Ontologia para Infecções Sexualmente Transmissíveis	ODST
Human Phenotype Ontology	HPO
Resource Description Framework	RDF
Extensible Markup Language	XML
Ontology Web Language	OWL
Unified Modeling Language	UML
European Bioinformatics Institute	EBI
Plataforma EBI RDF	EBI RDF
Plataforma Bio2RDF	Bio2RDF
Transferência de Estado Representacional	REST
Linguagem de consulta e protocolo capaz de recuperar e manipular dados armazenados no formato RDF	SPARQL
Systems Biology for Micro-Organisms	SysMO-DB
Catálogo de dados do SysMO	SEEK
Eukaryotic unicellular organism biology	UniCellSy
Open Pharmacological Concept Triple Store	Open PHACTS

1.1. Introdução

A implantação de sistemas de informação em saúde é vista em todo o mundo como um método para atenuar a demanda crescente de serviços de saúde e a lacuna de sua oferta. São diversos os aspectos a serem aprimorados no âmbito da saúde pública com o uso das tecnologias da informação e da comunicação (TIC). Ludwick e Doucette (2009) apontam alguns aspectos considerados críticos: preocupações a despeito da segurança do paciente, as relações entre os profissionais de saúde e os pacientes, a privacidade e o sigilo das informações, a ansiedade da equipe, fatores de tempo, a qualidade do atendimento, as finanças, eficiência e responsabilidade, dentre outras razões.

Durante a assembleia geral das Nações Unidas, realizada na cidade de Nova Iorque-EUA, em 2015, foi estabelecida uma agenda contendo um plano de ação visando o desenvolvimento sustentável do planeta, por meio de 17 objetivos e 169 metas, a serem implementados em todos os países membros durante os próximos 15 anos até o ano de 2030. A disseminação da TIC tem destaque neste contexto da agenda, onde, aliada à interconectividade global, apresenta potencial para acelerar o progresso humano, ser o condutor entre as sociedades divididas pelo mundo digital, assim como exercer um papel inovador, científico e tecnológico em diversas áreas, especialmente na medicina [UN 2015]

Segundo a Organização Mundial da Saúde, as TICs aplicadas à saúde são reconhecidas como uma das áreas que apresentam crescimento mais rápido e têm se tornado cada vez mais comum, além de ser crucial para os serviços de saúde no que tange a prevenção, diagnóstico e tratamento de doenças. Inicialmente, essas tecnologias foram usadas, principalmente, para fins administrativos e financeiros, mas, no atual contexto, os profissionais de saúde dependem quase totalmente dessas tecnologias para acesso oportuno e instantâneo às informações de saúde. Na relação médico-paciente , durante ou após o encontro com o paciente, as TICs permitem que informações sejam coletadas, armazenadas, alteradas, transferidas e recuperadas entre diferentes configurações de assistência médica [Haux 2018 WHO 2018]. Além da qualidade da interface com o paciente, a eficiência da comunicação e o retorno dos investimentos, as TICs trazem benefícios diretos na prática clínica, por exemplo, acessibilidade a novos tratamentos, especificidade na solicitação de exames complementares e melhoria do desempenho profissional na atenção primária em saúde [Mitchell and Sullivan 2001].

Neste contexto, os sistemas de informação utilizados em saúde desempenharam um papel significativo nas últimas décadas, pois quando implementadas apresentam uma tendência quanto ao processamento da informação centrada nas instituições, tais como ambulatórios e hospitais, apoiando cuidados ao paciente, aumentando a melhoria da qualidade assistencial e da segurança, assim como dos serviços de prevenção e de satisfação do paciente [Haux 2018]. Mitchell e Sullivan (2001) constataram que houve aumento no tempo das consultas quando médicos faziam uso de computadores, melhorando a confiança dos pacientes. Observaram, ainda, que a emissão de receitas médicas informatizadas aumentou a prescrição e dispensação de medicamentos genéricos e concluíram que a introdução de ferramentas tecnológicas melhora o desempenho profissional, sobretudo na atenção primária de saúde.

Em uma pesquisa feita por Deimazar e colaboradores (2018), ao estudar o efeito decorrente do uso de tecnologias por médicos clínicos e especialistas durante as visitas ambulatoriais, mostraram que o rápido acesso aos dados clínicos facilitaram a avaliação e reduziram os riscos de erro, aumentando a segurança e confiabilidade no diagnóstico do paciente. Houve efeitos positivos em relação à satisfação com a visita e com a comunicação sobre as decisões médicas e a compreensão do paciente sobre as escolhas medicamentosas, evidenciando a importância das ferramentas tecnológicas na prática clínica.

Outros estudos mostram que, para além da centralização no paciente e na instituição, a TIC subsidia também as pesquisas biomédicas, haja vista a crescente busca pelas diferentes áreas do conhecimento, em dados compilados e armazenados, que possam ser compartilhados e

analisados, devido uma alta complexidade envolvendo a linguagem biomédica. As instituições de saúde têm que lidar com diferentes tipos de dados em formatos heterogêneos e de diferentes fontes, como os registros eletrônicos de saúde, imagens clínicas, relatórios, exames genéticos, estudos epidemiológicos. Além disso, tem-se o desenvolvimento de *software* e *hardware* que facilitam a triagem, o tratamento e a interpretação dos diferentes dados coletados de diversos segmentos da pesquisa biomédica e da prática clínica. A universalização da linguagem biomédica se faz importante, uma vez que, devido a sua especificidade, sua compreensão torna-se um desafio, de modo que seu vocabulário precisa ser adequado e compreensível. A Classificação Internacional de Doenças é um exemplo de sistematização da linguagem biomédica, por fornecer informações organizadas com base em uma classificação anatômica ou etiológica de diversas doenças e transtornos que subsidia médicos em todo o mundo.

Nesta perspectiva, a fim de promover acessibilidade aos dados e ao conhecimento, o paradigma *Linked Dat*a, dados ligados entre si a fim de serem estruturados e publicados na *World Wide Web*, foi proposto para expor, compartilhar e integrar os dados e as informações, usando a tecnologia web semântica. Esta tecnologia é uma extensão da web interligando palavras em documentos online para que estes sejam acessados usando o modelo de arquitetura geral, por exemplo, *Uniform Resource Identifier* (URI). Isso possibilita que os dados sejam retornados de modo integrado, possibilitando uma interação otimizada homem-máquina. Isso também significa a criação de uma estrutura comum que permita o compartilhamento e a reutilização de dados através de aplicativos, empresas e comunidades, para serem processados automaticamente por ferramentas e também manualmente, inclusive revelando possíveis novos relacionamentos entre partes de dados [https://www.w3.org/2001].

No âmbito da saúde pública, as TICs têm por princípio a coleta, o tratamento e a análise da informação, subsidiando a prática da pesquisa e o aprendizado, aplicados à saúde pública, para fins de atendimento de uma comunidade em uma região geográfica específica ou a um grupo de indivíduos [Gamache et al. 2018]. Algumas tecnologias, como o monitoramento por informação geográfica, por exemplo, permitem que as comunidades utilizem melhor os recursos de saúde pública. Isto foi analisado em um estudo em que se observou a resposta comunitária à imunização, visando atingir maior número de pessoas que buscassem as campanhas de vacinação [Maravi et al. 2017]. Uma vez que este tipo de monitoramento pode ser acompanhado pelas mídias sociais, um estudo subsequente usou o *Twitter* para fins de vigilância da gripe, em tempo real, em 31 cidades dos Estados Unidos. Os resultados deste procedimento foram comparados com os relatórios nacionais, regionais e locais, de surto da gripe, revelando uma correlação estatistica significativa entre as duas fontes de dados [Allen et al. 2016]. Com isto, observa-se uma contribuição das TICs associadas às mídias sociais, introduzindo uma alternativa de coleta e armazenamento de dados e favorecendo uma melhor atuação dos órgãos públicos no atingimento de seus objetivos e no maior alcance da população.

As TICs disponibilizam muitos recursos e possibilitam, por meio do tratamento dos dados, uma análise e intepretação biomédica precisa, porém, como o acesso aos dados depende da interação homem-máquina e, portanto, passível a viés, pode resultar em consequências não estimadas. A implantação dessas tecnologias são necessárias, mas não suficientes para fornecer os cuidados de saúde modernos e complexos, caso aplicada isoladamente, uma vez que é composta por muitos componentes que se agregam para criar um sistema de saúde complexo e sociotécnico. Faz-se importante salientar que tais tecnologias precisam estar adaptadas ao fluxo de trabalho e ao usuário, levando em conta a necessidade que os médicos devem ter em saber usá-las, além de estarem adequadas a uma finalidade, sem produzir danos ao paciente ou aumento no custo do serviço prestado. No contexto da saúde, a comunicação humana-a-humano, a relação mé-

dico, a documentação ou outra fonte indireta de coleta, é a principal fonte de informação para anamnese, portanto ignorar o espaço natural de comunicação torna o uso da tecnologia susceptível a deturpações no processo de transferência das informações [Coiera 2000].

As TICs são importantes para universalizar os conhecimentos na área biomédica, facilitantdo a prática clínica e de assistência, a comunicação entre os pares, padronização de terminologia médica, dentre outros. Este capítulo tem como objetivo mostrar algumas contribuições das TICs no contexto da saúde, como ferramenta integradora e propulsora, ao mesmo tempo em que evidencia as consequências resultantes da interrelação entre essas duas vertentes, para tanto, discorreremos inicialmente as contribuições das TICs aplicadas à saúde, na pesquisa biomédica de um modo geral, e, na sequência, abordaremos as consequências não estimadas resultantes do uso das tecnologias.

1.2. Aplicações da Tecnologia da Informação e da Comunicação na Saúde e Pesquisa Biomédica

O número crescente de registros eletrônicos de saúde implementados atualmente nos mais diferentes países oferece oportunidades para melhorar a comunicação e aumentar a disponibilidade de informações relevantes, utilizando melhor os dados experimentais e clínicos, de modo a garantir uma interoperabilidade. Isso representa um desafio na maneira como os dados são coletados e armazenados, ao tempo que exige um esforço no tratamento, na análise e compatibilidade com o vocabulário biomédico. Nesta perspectiva, o Sistema Único de Linguagem Médica (UMLS), criado pela Biblioteca Nacional de Medicina dos EUA, se apresenta como uma ferramenta capaz de atender a necessidade de integrar informações em rede, fazendo uso de um tipo de meta-terminologia que leva em consideração o conteúdo de outras terminologias. O UMLS é um conjunto de arquivos e software que reúne muitos termos da área de saúde e biomédicas e possui padrões que permitem a comunicaçao entre sistemas de computador semelhantes ou diferentes. Assim, o UMLS pode ser usado para aprimorar ou desenvolver aplicativos, como registros eletrônicos de saúde, ferramentas de classificação, dicionários (*tesaurus*) e tradutores de idiomas. Pode também vincular informações de saúde, termos médicos, nomes de medicamentos e códigos de faturamento em diferentes softwares, tais como vincular termos e códigos entre seu médico, sua farmácia e sua companhia de seguros, coordenar atendimentos ao paciente entre diversos departamentos dentro de um hospital. O UMLS tem muitos outros usos que não apenas os supra citados, incluindo mecanismos de pesquisa e de terminologias, extração de dados, relatório de estatísticas de saúde pública, dentre outros [https://www.nlm.nih.gov/research/umls/quickstart.html].

Dessa forma, o UMLS se constitui na mais rica fonte de terminologias, tesaurus, sistemas de classificaçao e ontologias biomédicas, portanto um Metathesaurus que integra mais de 2 milhões de vocabulários diversos para 1 milhão de conceitos biomédicos, mais de 120 terminologias e ontologias e 12 milhões de relações entre esses conceitos. Este Sistema identifica as entidades terminológicas em três níveis: (1) string, qualquer expressão para um termo em uma terminologia; (2) grupo léxico, para o qual strings de estrutura lexical idêntica ou quase idêntica podem ser mapeadas; e (3) conceito, para quais strings de significado idêntico podem ser mapeados. Através deste modelo, o UMLS tenta mesclar terminologias de modo que termos sinônimos de diferentes nomenclaturas sejam mapeados para conceitos idênticos, mantendo, no entanto, o máximo possível de informações originais de cada terminologia [Bodenreider 2004].

A tecnologia web semântica contribui à estruturaçao do UMLS através da interoperabilidade entre as ontologias. Neste contexto do uso das TICs, o termo ontologia é aplicado à especificação explicita de uma conceitualização. No campo da informática aplicada à área biomédica, o termo ontologia está relacionado a um conjunto

de conhecimentos aplicados a um termo [Gruber 1995]. Nesse contexto, a web semântica oferece mecanismos de busca mais eficientes e outras ferramentas úteis para a busca, criação e análise de dados, manutenção de ontologias, fazendo uso de uma coleção abrangente de recursos e conceitos relacionados, de modo que se tornem consistentes e interrelacionáveis. Assim, as ontologias são utilizadas como apoio, uma vez que o conhecimento compartilhado pode ser facilmente processado e analisado por métodos computacionais, permitindo a busca por associações semelhantes e relacionadas, com base no seu significado biomédico, tais como funções moleculares ou grupo de doenças de mesma origem [Shen et al. 2018].

A medicina e a biologia estão entre as principais áreas de aplicação das ontologias, existindo centros de estudos dedicados exclusivamente para a prática desta tecnologia. Assim sendo, as ontologias uniformizam o significado através de identificadores semânticos, entendíveis aos profissionais da área biomédica, integrando conceitos com a prática, facilitando o entendimento e a interpretação dos dados disponibilizados na web entre todos os profissionais médicos e da assistência, pesquisadores, estudantes e paciente, contendo um vocabulário padronizado organizado hierarquicamente [Freitas and Schulz 2009].

Nessa perspectiva, algumas plataformas vêm sendo desenvolvidas com base nas ontologias, como a *Systematised Nomenclature of Medicine Clinical Terms* (SNOMED CT), originalmente criada pelo *College of American Pathologists* e atualmente mantida pela Inter*national Health Terminology Standards Development Organization*. O SNOMED CT desempenha importante papel na melhoria no sistema de saúde, determinando padrões para uma linguagem codificada que representa grupos de termos clínicos. Isso permite que as informações médicas sejam globalmente trocadas, em tempo hábil, para o benefício de profissionais da assistência, estudantes da área biomédica e pacientes, favorecendo uma inovação contínua para a comunidade de saúde de modo geral, além de fornecer um conjunto abrangente e detalhado de termos clínicos usados em muitos sistemas para enriquecer as informações em registros eletrônicos de saúde. A versão de julho de 2016 forneceu 321.901 conceitos ativos. O *SNOMED* também inclui definições baseadas em lógica, para conhecimento terminológico dos significados dos termos. Por exemplo, o termo infarto inclui o fato de envolver o miocárdio e envolver uma lesão causada por uma interrupção na circulação arterial nesta área [http://www.ihtsdo.org/snomed-ct/snomed-ctworldwide].

A *Gene Ontology (GO)* é uma das ontologias biomédicas abertas (OBO) mais populares que contém conceitos referentes a funções biológicas e têm sido amplamente utilizadas para registrar produtos genéticos usando termos que descrevem suas funções moleculares, processos biológicos e componentes celulares. Em setembro de 2014, a GO forneceu mais de 41.775 termos e um total de 53.042.843 produtos genéticos registrados (Gene Ontology Consortium, 2015). A GO conta com um grande consórcio de colaboradores que mantêm atualizada a ontologia que a tornou amplamente utilizada e aceita e, portanto, considerada um grande exemplo de sucesso para ontologias biomédicas. Outra ontologia OBO é a Disease Ontology (DO), capaz de especificar, formalizar e armazenar os conhecimentos de forma clara acerca do domínio das doenças gerais, isto é, fornece termos de doenças humanas, características fenotípicas e conceitos relacionados a doenças do vocabulário médico. Em outubro de 2014 a DO continha 8.803 termos, dos quais 2.384 já eram considerados obsoletos [Schrim et.al., 2012 Kibbe et al. 2014].

Diante do notório problema de saúde pública que são as infecções sexualmete transmissíveis (ISTs), visto a dificuldade de identificação dos sinais e sintomas, diagnóstico e tratamento, surgiu a necessidade de aprofundar os conhecimentos sobre os vários aspectos referentes às ISTs em geral, embasando as informações que permitiram propor a formação de uma ontologia para infecções sexualmente transmissíveis (ODST, conforme citado por Oliveira e colaboradores, 2010). A implantação da ODST possibilita melhor entendimento das ISTs contribuindo ao estabelecimento de estratégias de prevenção e tratamentos. Além disso, com esta ontologia é possível auxiliar pesquisas científicas e profissionais de saúde, desenvolvendo, uma base de conhecimento com possibilidade de inserção de novas informações, permitindo

o desenvolvimento de outras ontologias a partir dela, proporcionando reuso por outros desenvolvedores para construção de ontologias de diversos domínios [Oliveira et al. 2010].

Dentre as OBO utilizadas na pesquisa biomédica têm-se a Human Phenotype Ontology (HPO), que organiza hierarquicamente um vocabulário de termos correspondentes a fenótipos patológicos associados a doenças genéticas [Robinson et al. 2008]. Em 2015, HPO continha mais de 11.000 termos e mais de 116.000 registros para mais de 7.000 doenças raras [Robinson et al. 2008 Groza et al. 2015]. O uso das ontologias biomédicas (HPO e GO) permite comparar perfis fenotípicos e funcionais, respectivamente, e estimar a similaridade entre genes, doenças ou qualquer objeto anotado na ontologia. Embora a HPO seja útil como ferramenta, é pouco utilizada. Tem-se o Phenomizer, ferramenta para obter informações sobre doenças ou genes fenotipicamente similares ao conjunto de fenótipos de entrada. Outras ferramentas, como o PhenomeNET combinam a HPO com informações fenotípicas de outras espécies e também possibilita a exploração biomédica entre genes e doenças (Köhler et al. 2009 Rodríguez-Lopez et al. 2014). Têm-se ainda como ferramenta o Framework Protegé, um ambiente integrado para edição de ontologias e construção de sistemas baseados em conhecimento, podendo ser usado também para carregar, editar e salvar ontologias em vários formatos, tais como, *Resource Description Framework* (RDF), *Extensible Markup Language* (XML), *Ontology Web Language* (OWL), *Unified Modeling Language* (UML) [https://protege.stanford.edu].

As plataformas de experiência digital ou portais são baseados na web que coleta informações de diferentes fontes e as apresenta em uma única interface, concedendo aos usuários as informações mais relevantes de acordo com seu contexto. Movimentam o acesso à informação científica entre colaboradores que alimentam as bases de dados e usuários, para que eles interajam, visando a troca de experiências e respostas aos questionamentos, ampliando o prisma do conhecimento. O tratamento de dados relacionados a ciências da vida requer uma atenção especial neste contexto. Esta área de conhecimento exige compreensão dos dados em muitos níveis diferentes, das células aos sistemas biológicos, através de muitas espécies diferentes e estudando condições experimentais diversas. A biologia que sustenta essas questões de pesquisa está intrinsecamente conectada, mas os dados são frequentemente coletados e armazenados em repositórios de tecnologia ou de domínio específico. Através da tecnologia web semântica e do modelo RDF esses dados podem ser consultados e integrados por meio da plataforma EBI RDF, criada pelo European Bioinformatics Institute (EBI). A EBI RDF é uma plataforma que fornece dados e serviços de bioinformática à comunidade de um modo geral, apresenta abordagem inovadora para consultas e explora ricas coleções de dados biológicos, com seus próprios esforços para criar uma ontologia e gerar RDF padronizado para estruturas de glicano e dados relacionados (Jupp et al. 2014).

A plataforma Bio2RDF é também amplamente utilizada neste contexto, de acesso livre e com projeto de código aberto gera e fornece dados vinculados para as ciências da vida, em que conjuntos de dados clinicamente relevantes são adicionados, possibilitando a digitação de cada URI, com estatísticas de conjuntos de dados estendidos para uma integração mais rígida, bem como uma plataforma de dados vinculada refatorada. Os dados do Bio2RDF estão disponíveis por meio de serviços de Transferência de Estado Representacional (REST), terminais SPARQL (linguagem de consulta e protocolo capaz de recuperar e manipular dados armazenados no formato RDF) e arquivos para download [Belleau et al. 2008].

No contexto da biologia de sistemas, o gerenciamento de dados é aspecto difícil, nestas área de conhecimento devido à relutância dos pesquisadores em disponibilizar seus dados, especialmente antes da publicação. Para atender a esses desafios de gerenciamento de dados, tanto técnicos quanto sociais, o *Systems Biology for Micro-Organisms* (SysMO-DB) projetou, desenvolveu e implantou uma infraestrutura baseada na web (SEEK, catálogo de ativos do SysMO que contém informações sobre quem detém quais dados, modelos, protocolos e conhecimentos e onde esses ativos são mantidos) e uma metodologia para superar essas barreiras e permitir o compartilhamento e intercâmbio neste ramo da ciência da vida. Embora desenvolvido para o SysMOconsortium, a plataforma SEEK, aborda questões gerais no compartilhamento de dados da biologia de sistemas e é aplicável e adaptável a outros consórcios. O Virtual

Liver Network é um projeto que integra dados pós genoma para representar a função de um órgão vinculando à fisiologia, desenvolvendo ferramentas e protocolos que podem ser aplicados a outros sistemas de modo a impulsionar a aplicação de modelagem e simulação para prática médica moderna que está executando o SEEK, como plataforma de gerenciamento de dados. A UniCellSy, Eukaryotic unicellular organism biology – *systems biology of the control of cell growth and proliferation*, é um projeto que visa uma compreensão quantitativa das características fundamentais da biologia dos organismos unicelulares eucarióticos utilizando ferramentas para experimentação quantitativa e modelagem que também faz uso da plataforma SEEK [Wolstencroft et al. 2011].

A utilização de padrões web semânticos e tecnologias de última geração para permitir aos cientistas acessar e processar facilmente dados de várias fontes para resolver problemas reais de descoberta de drogas pode ser observado na plataforma Open Pharmacological Concept Triple Store (Open PHACTS). A pesquisa farmacêutica contribui na elucidaçao de mecanismos biológicos que levam ao desenvolvimento de doenças, porém a natureza heterogênea de seus dados e sua ampla distribuição em artigos de periódicos, patentes e inúmeros bancos de dados, torna sua coleta e análise propensa a erros. Além disso, essa coleta de dados pode ser incompleta, de qualidade variável e não ser eficaz na integração dos dados. Do ponto de vista de um cientista de pesquisa farmacêutica, a infraestrutura de dados ideal deve facilitar a vinculação e a pesquisa em fontes de dados abertas, a fim de identificar correlações e mecanismos novos e significativos. Open PHACTS reúne fontes de dados farmacológicos, físico-químicos e biomoleculares publicamente disponíveis, representa-os em uma infraestrutura estável e fornece métodos de exploração e recuperação de informações bem definidos. É focado em aplicações práticas e robustas para resolver questões específicas na pesquisa de descoberta de drogas por meio de uma infraestrutura básica de dados semanticamente interoperáveis de alta qualidade, acessados por software amigável [Williams et al. 2012 Ratnam et al. 2014].

A disponibilidade de informações sobre saúde e conhecimento médico possível de ser acessado nas plataformas digitais fornece informações diversas a serem aplicadas em nível clínico, administrativo e de saúde da população, que ajudam o profissional a melhorar a saúde da população, a vigilância farmacêutica, assim como a pesquisa de eficácia no atendimento ao paciente. A saúde pública é a ciência e a arte de prevenir doenças, prolongar a vida e promover a saúde através de esforços organizados e escolhas informadas da sociedade, organizações, públicas e privadas, comunidades e indivíduos [Sinha 2010]. Desta forma, as TICs melhoram a eficiência de programas utilizados, coletando, processando e analisando uma grande quantidade de dados rapidamente, além de reduzir a duplicação de trabalho em que os dados podem ser inseridos uma vez e estarão disponíveis a qualquer momento para os prestadores de cuidados, gerentes e formuladores de políticas.

A validação automática das informações pelo software ajuda aos prestadores de saúde a melhorar a qualidade da coleta de dados por meio da validação automática durante a entrada destes dados e a preparar automaticamente relatórios de feedback sobre possíveis erros. Isso contribui para a melhoria da análise e a apresentação das informações para interpretação de dados necessários à tomada de decisões, podendo ainda colaborar com as redes de provedores e pesquisadores na análise, discussão e interpretação do processo de cuidado e resultados visando aperfeiçoar continuamente as tecnologias em uso.

1.3. Consequências naturais à aplicação das tecnologias na área de saúde e biomédicas

As intervenções que são feitas na saúde ou as tecnologias a ela aplicada estão vinculadas a uma explicação sobre as doenças, suas causas e efeitos, e, consequentemente, também ao seu diagnóstico e tratamento. Hospitais e clínicas são ambientes onde os avanços científicos podem ser observados através de tecnologias cada vez mais sofisticadas, de formas diversas e em diferentes setores [Barra et al. 2006]. As instituições de saúde, de pequeno a grande porte, têm utilizado as TICs como uma ferramenta eficaz no registro dos dados de pacientes desde o momento do acolhimento até o tratamento.

São atribuídas às TICs forte evolução na prática médica e assistência, a exemplo da tecnologia de diagnóstico e biotecnologia, com equipamentos cada vez mais precisos e menos invasivos. Destaca-se ainda, equipamentos de laboratório com capacidade para análise de diferentes tipos de amostras, conectados em uma linha de produção controlada por computadores que não necessitam de manuseio técnico e com capacidade de processamento dos resultados em menor tempo e com margem de erro reduzida. Os avanços na área de biotecnologia, com melhorias na área da terapia celular e medicina regenerativa, bem como técnicas de diagnóstico molecular e o desenvolvimento da engenharia genética para tratar doenças através de manipulação genética, além da produção de vacinas e antibióticos e o desenvolvimento de novas drogas, também demonstram a importância da aplicação das TICs na saúde pública [Pinochet 2011 Correia 2013]. Com todos esses avanços as decisões médicas tornam-se mais precisas, o que contribui também na redução dos custos nos cuidados de saúde, em virtude da eficiência do processo como um todo.

Outro segmento beneficiado com as TICs é a gestão em saúde. É notório a problemática no âmbito do gerenciamento da informação devido ao progressivo aumento na quantidade de dados, no número de profissionais que controlam os processos e nas demandas para acesso em tempo real. Além do custo que envolve todo o sistema, o que exigiu posicionamento das organizações da área da saúde para o tratamento dos recursos informacionais. Reduzir custos e melhorar o serviço é necessário para o sucesso de qualquer empresa, o uso de tecnologias contribui nessa perspectiva em equilibrar os gastos, uma vez que reduz o consumo de material, por reduzir os registros em papel [Hannah and Ball 2009]. As TICs são ferramentas importantes para o processo de tomada de decisões administrativas e se constitui em instrumento de comunicação e estabelecimento de metas, além de exercer importante papel de registro de dados, processos e atividades dentro de um ambiente, que permite o alcance de todas as informações e, consequentemente, a obtenção de uma melhor gestão [Oliveira and Spinola 2005 Pinochet, 2011].

A tecnologia aplicada à prática médica contribui de maneira significativa a uma melhoria na prestação de serviços na saúde, possibilitando o diagnóstico e tratamento de muitas doenças. São ferramentas rápidas, seguras e precisas que otimizam o tempo entre o diagnóstico e o tratamento, o desenvolvimento de terapias, bem como a fabricação de vacinas e drogas eficazes. Assim, a tecnologia ultrapassou o âmbito do processamento de dados para desempenhar papel no cuidado ao paciente através da interpretação de exames de imagem, prescrição, relatório de resultados e sistemas de prevenção [Pinochet 2011]. Os sistemas de informação estão sendo mais usados em apoio à saúde, não apenas nos registros eletrônicos de saúde, mas relacionados à prevenção e promoção de saúde, controle de doenças, vigilância e monitoramento. Contudo, de forma contraditória as tecnologias aplicadas na saúde contribuem para o sofrimento de uma parcela da população que não dispõe de recursos para custear tais inovações. Assim, a incorporação de novas tecnologias, associadas aos reais problemas de saúde no Brasil, tende a acentuar as contradições que já são próprias da prática e assistência médica. Para além desta questão e apesar dos benefícios decorrentes da utilização da TIC alguns estudos apontam consequências não estimadas no processo de utilização das tecnologias. Essas consequências são naturais, decorrentes do próprio uso da tecnologia, porém se apresentam como elementos que podem atrapalhar o objetivo final do seu uso.

As TICs fornecem aos setores de saúde acesso rápido às informações do paciente, dos tesaurus e da rede cruzada de dados que possibilitam uma melhor avaliação e diagnóstico, o seu uso requer uma maior atenção voltada ao sistema e ao cuidado à saúde. Campbell e colaboradores (2006) apontam como consequência do uso da tecnologia a relação que os médicos têm com os sistemas operacionais, haja vista que o modus operandis destes sistemas diferem das tecnologias utilizadas fora da área de saúde. É necessário que se tenha conhecimentos acerca da implementação e uso da tecnologia, a fim de realizar as tarefas solicitadas, por exemplo, inserção de novos campos para preenchimento nos prontuários/fichas dos pacientes dentre outros recursos que podem ser solicitados com a utuilização do sistema. Dificuldades na utilização dos formulários eletrônicos pode resultar em um alto custo, dano ao paciente e retrocesso clínico por se fazer necessário o uso de fichas impressas. Por isso é importante que a tecnologia esteja adequada ao fluxo de trabalho e ao usuário, os médicos devem estar cientes de como utilizá-la de modo que esta seja útil ao paciente e não eleve os custos da empresa [Coiera et al. 2000].

O desafio das TICs aplicadas à saúde se constitui em modelar nas suas pretensões e realidade das configurações do mundo real, o qual pretende que esse seja modulado às condições situacionais. Essas diferenças interferem diretamente no fluxo de trabalho, de modo que as falhas estão relacionadas aos limites do papel clínico, equívocos entre membros da equipe clínica, no preenchimento dos formulários e na transferência de dados. Contudo, algumas falhas podem ser adaptadas, ressaltando o benefício de se utilizar o sistema para resolução de problemas e disponibilização dos dados. Além disso, o fluxo de trabalho também sofre interferências quando há transferências de pacientes entrre diferentes setores, o que correlaciona equívocos ao preenchimento dos prontuários [Schiff et al., 2015].

Com as contínuas mudanças no campo tecnológico, há uma necessidade permanente de supervisão e atualização dos softwares. Também é difícil conciliar antigos conjuntos de pedidos médicos com novas iniciativas institucionais para racionalizar os processos de atendimento e seguir diretrizes mais recentes na prática clínica. Dessa maneira, é de responsabilidade dos profissionais de sistemas de informação a implementação de hadwares avançados que suportem os softwares clínicos que aumentam em escopo e capacidades para propagarem mais acesso por longo tempo aos computadores, reduzindo os custos e beneficiando com o avanço da tecnologia. Isso tudo é visto e preponderado quando os médicos relatam as dificuldades ao acesso dos computadores, o que interfere na realização de tarefas clínicas, particularmente durante as horas mais ocupadas. Portanto, os profissionais de saúde dependem da tecnologia para o seu trabalho diário, que, por sua vez, depende da ação dos profissionais de informática, [Campbell et al. 2006 Schiff et al. 2015].

O uso da tecnologia na área da saúde tem como principal objetivo facilitar a comunicação e disponibilização dos dados com mais rapidez e eficácia, com legibilidade e acesso remoto simultâneo. Porém, é visto, ainda, que algumas instituições da área de saúde não utilizam os provedores computadorizados como o principal operacionalizador. Dessa forma, o uso do papel geralmente se torna necessário, às vezes superior, pois torna-se mais maleável, flexível e um meio de dados facilmente transportável. Além disso, alguns serviços de saúde asseguram que as informações por esse meio os tornam mais seguros. Neste contexto, a transição do uso do papel para a tecnologia, muda a prática clínica e interfere no fluxo de trabalho. Essa nova prática desencadeia emoções que podem afetar a capacidade de realizar tarefas executivas. Por fim, o uso das TICs em saúde produz mudanças drásticas nos padrões de comunicação da equipe de saúde, entre a tríade prestadores de cuidados, serviços auxiliares, e departamentos clínicos [Reckmann et al. 2009].

As consequências naturais ao uso da tecnologia resultam de muitos fatores que, juntos, contribuem para a ineficiência da finalidade à qual está destinada. Assim, é importante estar atento à ocorrência dessas consequências a fim de eliminá-las, isso reduzirá os impactos negativos dos sistemas em provedores, pacientes, médicos, gestores e usuários de um modo geral. Ao optar por usar a tecnologia as instituições de saúde almejam melhor qualidade e eficência na gestão e no atendimento. Portanto, planejar, implantar e acompanhar o processo de uso dos softwares contribui para reduação das consequências não estimadas.

1.4. Considerações Finais

A utilização das ferramentas tecnológicas para construção de uma rede de conhecimentos por meio de plataformas digitais, que podem ser acessados e aplicados em diferentes áreas, capacita e instrumentaliza os mais diferentes profissionais. As ontologias biomédicas têm um forte impacto sobre a produção do conhecimento, assim como em sua aplicação, tornando os dados mais conectados através de sua semântica. O alcance desta rede é incomensurável e torna esta ação irreversível. O uso de tais ferramentas tecnológicas é promissor para a saúde pública e os setores de pesquisa.

As TICs aplicadas na saúde visam uma melhoria na gestão, no atendimento e no tratamento do paciente. É custoso investir em TICs em qualquer área do conhecimento e na saúde não seria diferente, haja vista a necessidade crescente de acompanhar as inovações tecnológicas. Apesar disso, sua aplicação nos mais diversos setores de saúde os torna mais propensos a uma redução de gastos, melhor eficácia administrativa e redução de erros médicos. À medida que as instituições de saúde adotarem a informatização, a adoção de técnicas de dados tende a crescer e ser uma possível solução para a representação do conhecimento e da gestão.

Agradecimentos

Minha gratidão à equipe executora desse projeto, Diana, Mariana e Alberto, que desde o início não hesitaram, abraçaram a proposta e a realizaram com êxito.

Referências

Ludwick, D.A. and Doucette, J. (2009) "Adopting electronic medical records in primary care: lessons learned from health information systems implementation experience in seven countries". Int J Med Inform, v.78, p.22-31.

Transforming our world: the 2030 Agenda for Sustainable Development. Resolution 70/1 adopted by the United Nation's General Assembly on 25 September 2015. Dusponível em: http://www.un.org/ga/search/view_doc.asp?symbol=A/RES/70/1&Lang=E.

Haux, R. (2018) "Health Information Systems – from Present to Future?" Methods Inf Med, v.57(Open 1):e43– e45. https://doi.org/10.3414/ME18-03-0004.

World Health Organization. Global Observatory for eHealth. Disponível em: http://www.who.int/goe/en/.

Mitchell, E. and Sullivan, F. "2001" "A descriptive feast but an evaluative famine: systematic review of published articles on primary care computing during 1980-97". BMJ, v.322, p.:279-82.

Deimazar, G., Kahouei, M., Zamani, A. and GanjiAllen, Z.C. (2018) "Health information technology in ambulatory care in a developing country" v.10 (2), p.6319-26, DOI: http://dx.doi.org/10.19082/6319.

Disponível em: https://www.w3.org/2001, acessado em 10/12/2018.

Gamache, R., Kharrazi, H. and Weiner, J.P. (2018) "Public and Population Health Informatics: The Bridging of Big Data to Benefit Communities" Yearb Med Inform, p.199-206, http://dx.doi.org/10.1055/s-0038-1667081.

Maravi, M.E., Snyder, L.E., McEwen, L.D., DeYoung, K. and Davidson, A.J. (2017) "Using Spatial Analysis to Inform Community Immunization Strategies" Biomed Inform Insights, v.9:1178222617700626, doi: 10.1177/1178222617700626.

Allen, C., Tsou, M-H., Aslam, A., Nage, A. and Gawron, J-M. (20160 "Applying GIS and Machine Learning Methods to Twitter Data for Multiscale Surveillance of Influenza" journal.pone. 0157734, DOI:10.1371/.

Coiera, E. (2000) "When Conversation Is Better Than Computation" Journal of the American Medical Informatics Association, v.7(3), p.277-86.

Disponível em https://www.nlm.nih.gov/research/umls/quickstart.html, acessado em 12/12/2018.

Bodenreider, O. (2004) "The Unified Medical Language System (UMLS): integrating biomedical terminology" Oxford University, v.32(1), Suppl.1, p.D267-D70.

Gruber T. (1995) "A translation approach to portable ontologies". Knowledge Acquisition, v.5(2), p.199-220.

Shen, F., Liu, S., Wang, Y., Wen, A., Wang, L. and Liu, H. (2018) "Utilization of Electronic Medical Records and Biomedical Literature to Support the Diagnosis of Rare Diseases Using Data Fusion and Collaborative Filtering Approaches" JMIR Med Inform, v.6(4), p.e11301, doi:10.2196/11301.

Freitas, F. and Schulz, S. (2009) "Ontologias, Web Semântica e Saúde". Revista Eletrônica de Comunicação Informação e Inovação em Saúde, v.3(1), p.4-7.

Disponível em http://www.ihtsdo.org/snomed-ct/snomed-ctworldwide, acessado em 20 de dezembro 2018.

Gene Ontology Consortium. (2015) "Gene ontology consortium: going forward". Nucleic Acids Res, v.28;43(D1):D1049-56.

Schrim, L.M., Arze, C., Nadendla, S., Chang, Y.W., Mazaitis, M., Felix, V. et al. (2012) "Disease Ontology: a backbone for disease semantic integration". Nucleic Acids Res, v.1;40(D1), p.940-6.

Kibbe, W.A., Arze, C., Felix, V., Mitraka. E., Bolton, E., Fu, G. et al. (2014) "Disease Ontology 2015 update: an expanded and updated database of human diseases for linking biomedical knowledge through disease data". Nucleic Acids Res, v.27, p.1071-8, doi: 10.1093/nar/gku1011.

Oliveira, A.M.C.A., Roque, L.F.N.M., Souza, H.V.L. and Fernandes, M.O.D. (2010) "ODST: Uma Ontologia para o Domínio e Estudo das Doenças Sexualmente Transmissíveis". Disponível em: http://facol.com/si/downloads/Revista_SI_2010/Artigo07.pdf, acessado em 22/12/2018.

Robinson, P.N., Köhler, S., Bauer, S., Seelow, D., Horn, D. and Mundlos, S. (2008) "The Human Phenotype Ontology: a tool for annotating and analyzing human hereditary disease". Am J Hum Genet, v.83, p.610–5, doi:10.1016/j.ajhg.2008.09.017.

Groza, T., Köhler, S., Moldenhauer, D., Vasilevsky, N., Baynam, G., Zemojtel, T. et al. (2015) "The human phenotype ontology: semantic unification of common and rare disease". Am J Hum Genet, v.97(1), p.111-24.

Köhler, S., Schulz, M.H., Krawitz, P., Bauer, S., Dölken, S., Ott, C.E. et al. (2009) "Clinical diagnostics in human genetics with semantic similarity searches in ontologies". Am J Hum Genet, v.85, p.457–64, doi:10.1016/j.ajhg.2009.09.003.

Rodríguez-López, R., Reyes-Palomares, A., Sánchez-Jiménez, F. and Medina, M. (2014) "PhenUMA: a tool for integrating the biomedical relationships among genes and diseases". BMC Bioinformatics, v.15:375. doi:10.1186/s12859-014-0375-1.

Disponível em https://protege.stanford.edu/, acessado em 20/12/2018.

Jupp, S., Malone, J., Bolleman, J., Brandizi, M., Davies, M., Garcia, L., et al. (2014) "The EBI RDF Platform: linked open data for the life sciences" Bioinformatics, v.30(9), p.1338–9.

Belleau, F., Nolin, M.A., Tourigny, N., Rigault, P. and Morissette J. "2008" "Bio2RDF: towards a mashup to build bioinformatics knowledge systems". J Biomed Inform, v.41(5), p.706-16.

Wolstencroft, K., Owen, S., Preez, F., Krebs, O., Mueller, W., Goble, C. and Snoep, J.L. (2011) "The SEEK: A Platform for Sharing Data and Models in Systems Biology". Methods in Enzymology, v.500, DOI: 10.1016/B978-0-12-385118-5.00029-3.

Williams, A.J., Harland, L., Groth, P., Pettifer, S., Chichester, C., Willighagen, E.L., et al. (2012) "Open PHACTS: semantic interoperability for drug discovery" Drug Discov Today, v.17(21-22), p.1188-98.

Ratnam, J., Zdrazil, B., Digles, D., Cuadrado-Rodriguez, E., Neefs, J.-M. et al. (2014) "The Application of the Open Pharmacological Concepts Triple Store (Open PHACTS) to Support Drug Discovery Research". PLoS ONE, v.9(12):e115460. doi:10.1371/journal.pone.0115460.

Sinha, R.K. (2010) "Impact of Health Information Technology in Public Health". Journal of Bio-Medical Informatics, v.1(4), p.223-36, DOI: 10.4038/sljbmi.v1i4.2239.

Barra, D.C.C., Nascimento, E.R.P., Martins, J.J., Albuquerque, G.L. and Erdmann A.L. (2006) "Evolução histórica e impacto da tecnologia na área da saúde e da enfermagem". Ver Eletr Enferm v.8(3):42230.

Pinochet, L.H.C. (2011) "Tendências de Tecnologia de Informação na Gestão da Saúde". O mundo da saúde, v.35(4), p.382-94.

Correia, I.J. (2013) "Desenvolvimento de novos biomateriais para aplicação na área da medicina regenerativa". Boletim Sociedade Portuguesa de Biotecnologia, série 2, n.4.

Hannah, K.J., Ball, J.M. and Edwards, M.J.A. (2009) "Introdução à informática em enfermagem". 3 ed. Porto Alegre: Artmed.

Oliveira, M.B. and Spinola, M.M. (2005) "A Influência da Tecnologia da Informação nas Estratégias de Negócios do Setor da Saúde". XI Seminário Latino-Iberoamericano de Gestão Tecnológica. Salvador-BA, Brasil.

Campbell, E.M., Sittig, D.F., Ash, J.S., Guappone, K.P. and Dykstra, R.H. (2006) "Types of Unintended Consequences Related to Computerized Provider Order Entry". J Am Med Inform Assoc, v.6;13(5), p.547-56.

Schiff, G.D., Amato, M.G., Eguale. T. et al. (2015) "Computerised physician order entry-related medication errors: analysis of reported errors and vulnerability testing of current systems". BMJ Qual Saf, v.24, p.264–71, http://dx.doi.org/10.1136/bmjqs-2015-004039.

Reckmann, M.H., Westbrook, J.I., Graddipappepid, Koh, Y., Lo, C. and Day, R.O. (2009) "Does Computerized Provider Order Entry Reduce Prescribing Errors for Hospital Inpatients? A Systematic Review". Journal of the American Medical Informatics Association, v.16(5), p.613-23.

2. INOVAÇÃO EM TECNOLOGIA ASSISTIVA: OPORTUNIDADES E DESAFIOS

Bárbara O. dos Santos Meneses[1], Junio Alves de Lima[2], Ledycnarf Januário de Holanda[3], Marcela de Angelis Vigas Pereira[4], Patrícia Mayara Moura da Silva[5], Severino Peixoto Nunes Netto[6], Thaísa Lucas Filgueira Souza Dantas[7], Fabrício Lima Brasil[8], Edgard Morya[9].

1. Bacharel em Engenharia Química (UFERSA). Mestranda em Neuroengenharia (IIN-ELS).
2. Bacharel em Fisioterapia (UFPB). Mestrando em Neuroengenharia (IIN-ELS).
3. Bacharel em Fisioterapia (UNP). Mestrado em Neuroengenharia (IIN-ELS). Doutoranda em Fisioterapia (UFRN). Docente da FACENE/RN.
4. Bacharel em Fisioterapia (UNEB). Mestrado em Neuroengenharia (IIN-ELS). Docente da. FACENE/RN.
5. Bacharel em Fisioterapia (UFRN). Mestrado em Neuroengenharia (IIN-ELS). Doutoranda em Fisioterapia (UFRN). Docente da FACENE/RN.
6. Bacharel em Engenharia Biomédica (UFRN). Especialização em Informática em Saúde (UFRN). Mestrando em Neuroengenharia (IIN-ELS).
7. Bacharel em Fisioterapia (UNP). Mestranda em Neuroengenharia (IIN-ELS). Docente da UNINASSAU - NATAL.
8. Bacharel em Engenharia Elétrica (UFMT). Mestrado em Engenharia Mecânica (UFSC). Doutorado em Neurociência Comportamental (University of Tübingen). Docente do IIN-ELS.
9. Bacharel em Fisioterapia (USP), Doutorado em Fisiologia Humana (USP). Coordenador de pesquisa do IIN-ELS.

Abstract

The exponential technological advance made it possible to expand the development of new resources in the health area, thus facilitating people's access to information and resulting in the creation of important solutions for public health systems. The use of this development in Assistive Technology (AT) has a great impact on the production of innovative scientific research, AT products and services, the training of specialized human resources, and primarily the viability of functional independence and quality of life. The future AT generation involves the optimization of devices, improvement and dissemination of the use of sensors and actuators associated with wearable technologies and the Internet of Things (IoT). The generation of synchronized data in real time allows monitoring of these resources with impact not only on individual health but also on collective. This evolution will allow a more autonomous and independent AT generation to be adjusted to individual needs, resulting in a better quality of life. This means that a wide range of professional opportunities and the generation of new technologies are available. On the other hand, this technological development requires a constant updating of the professionals involved in the care and promotion of health, and demanding reflection on the professional training of future generations in Brazil.

Resumo

O crescente avanço tecnológico possibilitou ampliar a perspectiva de utilização e o desenvolvimento de novos recursos destinados à área da saúde, assim como o acesso à informação de forma ampla. Esse movimento incentivou a criação de soluções importantes para os sistemas de saúde pública, como a utilização da Tecnologia Assistiva (TA). Essa esfera do conhecimento tem despertado o interesse da comunidade científica e produzido a formação de recursos humanos especializados, assim como produtos e serviços voltados para promoção da independência funcional e da qualidade de vida. Dentre as inovações futuras da TA estão a otimização de dispositivos, desenvolvimento de tecnologias vestíveis e a utilização de aprendizado de máquina e internet das coisas (IoT). Tais recursos, através de sensores, permitem a sincronização de dados em tempo real, o que intensifica o monitoramento e ações na saúde individual e coletiva. Dessa forma, o crescimento e a expansão da TA ampliam as oportunidades profissionais em múltiplas esferas da atenção à saúde e incentiva a constante atualização dessa gama de profissionais, assim como levanta reflexões sobre a necessidade de mudanças na formação profissional das futuras gerações de agentes da saúde.

2.1. Estado da arte em Tecnologia Assistiva

2.1.1. Desenvolvimento tecnológico

O progresso tecnológico surpreende até os mais experientes. Em 1943, Thomas Watson era o presidente da IBM e previu que haveria um mercado mundial para apenas cinco computadores. Entretanto, após duas décadas de desenvolvimento tecnológico, Gordon Moore (1965) observou que o poder computacional aumentaria exponencialmente com o tempo e a eletrônica impulsionaria novas áreas com computador doméstico, equipamento pessoal de comunicação portátil, além de relógio de pulso com monitor. Este rápido progresso tecnológico ampliou o acesso à informação, ao desenvolvimento de dispositivos para a saúde conectados à internet, e à geração de dados para agentes e sistemas de saúde pública [Hoffmann et al, 2017]. A disponibilidade de informações permite um empoderamento do paciente que passa a ter maior controle sobre as decisões e ações que afetam sua saúde [WHO 2009]. Neste sentido, a tecnologia assistiva (TA) pode desenvolver um papel fundamental não apenas para gerar novas tecnologias para a saúde, mas principalmente para elevar o empoderamento do paciente com uma perspectiva maior de prevenção, promoção, melhoria da qualidade de vida, bem-estar e despertar do cuidado na saúde integrado com tecnologia de informação. Portanto, este capítulo destaca o potencial inovador da TA em múltiplas áreas, além de conceitos, normas, recursos disponíveis, impacto social, implicações profissionais e tecnologias vestíveis e integradas. Por fim, concluímos com reflexões que podem auxiliar a composição de novas diretrizes para TA em múltiplos contextos.

2.1.2. Tecnologia Assistiva

Avanços tecnológicos podem impulsionar o desenvolvimento da autonomia e independência de pessoas com deficiência congênita ou adquirida, além de possibilitar o acesso a direitos básicos de inclusão e cidadania. A deficiência é classificada de acordo com a Classificação Internacional de Funcionalidade (CIF) da OMS [Blake et al. 2002], na qual os transtornos de funcionalidade estão relacionados a fatores ambientais, condições de saúde e alterações de funções de estrutura do corpo. Já os direitos da pessoa com deficiência estão assegurados pela Lei Brasileira de Inclusão da Pessoa com Deficiência (Lei nº 13.146/2005). Para garantir a promoção dos Direitos Humanos, pelo qual as pessoas com deficiência têm a oportunidade de alcançar sua autonomia e independência, foi instituído o Comitê de Ajudas Técnicas (CAT), no âmbito da Secretaria de Direitos Humanos da Presidência da República, por meio da Portaria nº 142, de 16 de novembro de 2006 [Brasil 2006] e por determinação expressa no Decreto nº 5296/2004 [Brasil 2004; Galvão Filho 2009]. O CAT tem o objetivo de dar transparência e legitimidade ao desenvolvimento da TA no Brasil, anteriormente denominado Ajudas Técnicas.

Conforme o documento de Ata do CAT, TA é:

> *"uma área do conhecimento, de característica interdisciplinar, que engloba produtos, recursos, metodologias, estratégias, práticas e serviços que objetivam promover a funcionalidade, relacionada à atividade e participação de pessoas com deficiência, incapacidades ou mobilidade reduzida, visando sua autonomia, independência, qualidade de vida e inclusão social" (p. 9).*

Dessa forma, a TA favorece a inclusão em múltiplos espaços sociais pertencentes ao contexto familiar, recreativo e laboral; favorece a reabilitação, a promoção de saúde, e também melhorias no contexto geral de uma sociedade [Brasil 2009]. Entretanto, o acesso à TA ainda era restrito, e na tentativa de ampliação da relação de bens e serviços financiáveis por operações de crédito com juros subsidiados, foi aprovada a Portaria Interministerial nº 362, de 24 de outubro de 2012, entre os Ministérios da Fazenda, da Ciência, Tecnologia e Inovação e da Secretaria de Direitos Humanos, que aborda e regulamenta os tipos de TA. Houve uma ampliação de 30 para 250 do número de produtos de TA financiáveis atendendo uma demanda de entidades de pessoas com deficiência devido à limitação de marcas e de produtos disponíveis para o financiamento. Os produtos estão divididos em categoria de TA que não necessitam de recomendação de profissional da saúde para o seu uso, e categoria na qual há a recomendação de orientação e prescrição de profissional da saúde habilitado para que a aquisição de bens e serviços seja realizada [Brasil 2012]. A portaria também definiu o limite em até dez salários mínimos de renda mensal dos tomadores de recursos para realizar operações de crédito para aquisição de TA. Mais recentemente, outro avanço foi conquistado com a aprovação do Projeto de Lei nº 10.425, de 2018 que institui isenção do Imposto sobre Produtos Industrializados (IPI) e do Imposto de Importação (II) sobre produtos de TA listados na Portaria Interministerial nº 362, de 24 de outubro de 2012, mas quando não houver similar nacional [Brasil 2018]. Este ponto merece ampliação das discussões com entidades e usuários, já que a qualidade ou características específicas da TA são fatores preponderantes na escolha ou recomendação do profissional de saúde.

Importante salientar que as características da TA são distintas dos recursos voltados exclusivamente para o exercício dos profissionais de saúde, como avaliações e abordagens terapêuticas, sendo essas definidas como tecnologias de diagnósticos profiláticos e terapêuticos [Andrade et al. 2017]. Logo, o conceito destinado à TA transcende o estabelecimento de recursos e ações ao se relacionar intimamente com formas de inclusão social e maior independência funcional, promovendo maior impacto na participação em um ambiente, atividade prática ou utilização de um dispositivo durante a realização de suas atividades cotidianas. Portanto, o desenvolvimento da TA possibilitou uma maior abertura nas discussões sobre a qualidade de vida da pessoa com deficiência e promoveu mudanças no enfoque do modelo médico para um modelo social de atenção à saúde, considerando as capacidades de um indivíduo e seu ambiente [Andrade et al. 2017]. Esta mudança incentiva o desenvolvimento de soluções terapêuticas mais alinhadas com as funcionalidades da TA incorporadas nas necessidades individuais do cotidiano de um indivíduo.

Uma pessoa que perdeu funções de mobilidade consegue manter a postura ortostática em um equipamento terapêutico e realizar simulações de marcha, entretanto, ela ainda não adquiriu independência funcional. Por exemplo, o equipamento de marcha robótica Lokomat (Hocoma AG, Volketswil, Suíça), pode ser utilizado como um recurso de treinamento de marcha no qual o exoesqueleto mobiliza os membros inferiores em um padrão de marcha cinematicamente normal em pessoas incapazes de realizar essa função [Van Kammen et al. 2017]. Nesse caso, a tecnologia serve como recurso terapêutico de marcha que não é portátil, diferente do uso de sistemas híbridos (HAL - *hybrid assistive limb*) desenvolvidos com o intuito de também favorecer atividades do cotidiano, como a realização de transferências ou atividade de levantar e sentar, permitindo autonomia ao usuário além de auxílio no processo de reabilitação [Tsukahara et al. 2010].

Outros recursos de TA estão presentes nos espaços de socialização das mais variadas formas. Por exemplo: um andador utilizado para proporcionar auxílio ou maior segurança na marcha de um indivíduo pode ser considerado como um recurso de TA, assim como um automóvel adaptado para pessoa com deficiência, ou uma interface homem-máquina (IHM) que auxilie a comunicação de alguém que perdeu a capacidade de manter as funções da fala. Esses três exemplos podem ser considerados como TA, sendo entre eles o andador provavelmente o mais conhecido devido ao fácil acesso pela população, enquanto a adaptação de veículos é de menor acesso e a tecnologia de IHM pouco acessível a grande parte da população [Andrade et al. 2017].

Os avanços tecnológicos têm exigido que a comunicação entre as áreas da saúde e as outras áreas do conhecimento, como engenheiros e fisioterapeutas, por exemplo, ampliem os espaços de trabalho e comunicação. Cabe

a esses profissionais uma ampla visão social no que diz respeito às limitações de acessibilidade, tipos de materiais, recursos disponíveis, humanização e prescrições da TA, para que assim o seu conceito nos pontos de característica interdisciplinar e promoção de funcionalidade, qualidade de vida e inclusão social possam ser atendidos e respeitados. Para que a inclusão relacionada à acessibilidade ocorra de forma completa, as particularidades do indivíduo necessitam ser consideradas. Nessa perspectiva, o esporte adaptado possibilita práticas de inclusão e socialização [Ferreira 2018], porém nos espaços de esporte de alto rendimento, por mais que as cadeiras de rodas possibilitem a locomoção da pessoa com deficiência, dependendo da modalidade escolhida, essa função não será suficiente para que o usuário seja incluído nesse espaço, visto que fatores como especificidade da tarefa, gesto esportivo, velocidade ou estabilidade relacionados ao tipo de acometimento físico e às características do esporte necessitam ser levados em consideração. Quando a TA é empregada desta forma, princípios básicos de saúde pública preconizados pelos Sistema Único de Saúde (SUS), como equidade e integralidade são respeitados e fazem realmente a diferença na qualidade de vida das pessoas [Brasil 1990].

2.1.3. Impacto Social e Implicações para o Futuro

Uma sociedade que almeja diversidade e inclusão de pessoas com deficiência, incapacitadas ou senis, deve estimular a emersão de novas concepções e possibilidades que reduzam o mecanismo segregador dos novos paradigmas da sociedade, a exemplo do fenômeno mundial da exclusão digital [Watling 2011]. Gradativamente, diversos países têm direcionado seus investimentos para produção e aplicação de conhecimento científico em TA. Além de envolver aspectos interdisciplinares, o desenvolvimento da TA remete também a dilemas afetivos, éticos e políticos [Anson 2005; Wise 2012].

Em linhas gerais, a TA circunda o acesso, custos, sentidos pessoais e culturais inter-relacionando os componentes da funcionalidade e contexto social para compor uma nova concepção em saúde [Brasil 2009]. Para além da concepção da TA como auxiliadores de vida diária de pessoas com deficiência, por exemplo, a relação direta entre usuário e âmbito clínico ajuda na disseminação e aceitação da tecnologia transpassando para ambientes sociais e de educação, visto que ela pode ser aplicada em todo o cotidiano das pessoas. Logo, a TA ocupa patamar importante nas discussões em esferas elevadas da sociedade por envolver normas referentes à legislação, normalização, qualidade e prestação de serviço [Da Cruz & Emmel, 2014].

O impacto que a TA traz para a população mundial é cada vez mais rápido e gera uma demanda de desafios, no qual a tradicional utilidade para correção de incapacidades abre espaço sabiamente para a prevenção. Os diferentes recursos de TA possibilitam à população moderna uma expansão de sua autonomia [Anson 2005; Manzini 2005; Cavalcante & Galvão 2007; Halfon et al. 2012; Wise 2012], além de uma janela de oportunidades profissionais e de inovação ainda pouco explorada no Brasil. Este fato concreto leva à reflexão das tendências internacionais de pesquisas em TA [Borg et al. 2009; Cowan et al. 2012] e do desafio da formação dos profissionais na era da saúde 4.0 [Müschenich & Wamprecht 2018].

A *American With Disabilities Act* (ADA) é uma lei americana criada em 1990 que institui o repúdio à discriminação a pessoas com deficiências, garantindo a igualdade de oportunidade para os mesmos. A ADA traz a Public Law 100-407 [USA 1988] e a 108-364 [USA 2004] que abordam a temática do acesso a recursos de TA pelas pessoas com deficiência. Na Europa, o *Empowering Users Through Assistive* (EUSTAT) é responsável pelas competências e especificidades da TA, cujo projeto viabiliza orientação tecnológica e social para pessoas com deficiências utilizarem a TA da forma mais independente pos-

sível. A proposta da EUSTAT é investir em serviços de TA para oferecer suporte profissional visando o desenvolvimento do mercado, objetivar o acesso e prover ajuda financeira para obtenção de recursos para TA. Esses serviços buscam identificar as necessidades, prescrição e experimentação dos recursos [Eustat 1999].

No Brasil, a definição fornecida pela CAT [Brasil 2009] afirma que além da TA prover recursos tecnológicos, ela também a caracteriza pela oferta de serviços e estratégias que profissionais de diversas áreas podem oferecer, como também criação de procedimentos e estratégias para mediar e ajustar o uso dos recursos tecnológicos. O ano de 1992 teve como marco a inserção da concessão de recursos de TA na rede regular de saúde. Desde então, o Sistema Único de Saúde (SUS) vem padronizando e buscando aperfeiçoar produtos e serviços, se mantendo como viabilizador de recursos básicos de TA como órteses, próteses e meios auxiliares para locomoção (OPM) [Brasil 2009]. A forma de concessão de OPM é realizada por centros especializados em reabilitação, oficinas ortopédicas e serviços habilitados pelo Ministério da Saúde.

De acordo com o Plano Nacional dos Direitos da Pessoa com Deficiência (PNDPD), instituído pelo Decreto nº 7.612 de 2011, a implementação da Rede de Cuidados à Saúde da Pessoa com Deficiência integraliza e articula os serviços de saúde para garantir ações de promoção, prevenção e reabilitação. Ademais, age de forma a qualificar e capacitar as equipes de saúde para concessão de OPM [Brasil 2011].

Embora o Brasil possua uma política de concessão de TA, muitos recursos desenvolvidos pela comunidade científica não chegam à população, seja devido ao desconhecimento ou pelo não incorporamento no mercado [ITS Brasil 2017; Morya & Garcia 2007]. Há necessidade no país de políticas públicas de incentivo (exemplos, isenção de impostos, aceleração de processos de patentes e registros, agilidade na tramitação de importação de materiais para pesquisa, diminuição de excessivos trâmites administrativos) para acelerar o desenvolvimento de TA. Estes fatores influenciam os altos custos dos produtos para o consumidor final. Alguns estudos relatados por Varela & Oliver (2013) apontam uma concentração elevada de famílias de baixa renda com pelo menos um familiar com deficiência, impactando de forma negativa na renda familiar. Com isso, o acesso dessas famílias de baixa renda a recursos de TA restringe-se ao SUS, que possui uma lista de concessão com 556 tipos de OPM classificados como de uso cirúrgico e não cirúrgico (Tabela 1) [DATASUS 2018]. Dados da OMS confirmam que, nos países de média e baixa renda, apenas 5% a 15% da população que necessita de recursos de TA tem acesso a elas [WHO 2016]. Além disso, é importante ressaltar que cabe a cada Secretaria de Saúde dos estados e municípios organizar essa rede de serviço a fim de garantir o acesso da população.

Tabela 2.1 - Quantidade de tipos de OPM não cirúrgico disponíveis pelo SUS no ano de 2018.

OPM	Modelos
Anomalias buco-maxilo-facial	19
Auditivos	34
Auxiliares da locomoção	33
Gastroenterologia	03
Odontologia	17
Oftalmológicos	15
Ortopédicos	65
Queimados	10
Substituição/troca em órteses/próteses	23
Urologia	04

Fonte: DATASUS, 2018.

2.1.5. Impacto Profissional

O conceito de TA transcende o desenvolvimento e a utilização de dispositivos. Envolve ações multidisciplinares com ampla zona de atuação que transitam entre tarefas básicas de autocuidado até o desempenho de atividades profissionais [Brasil 2009]. Isto, implica em fomentar recursos e estratégias promovedoras da autonomia e inclusão com foco nas atividades cotidianas da pessoa com deficiência. Diante disso, tem sido observado o crescente interesse de comunidades científicas, como também o interesse mercadológico para as demandas de pessoas com deficiências.

O amplo campo de aplicação da TA permite que esses recursos assumam posição de importância nas esferas de atenção à saúde. Dessa forma, os benefícios proporcionados pela TA, como o monitoramento das atividades cotidianas, detectores de quedas, alarmes de segurança móveis com posicionamento Global Positioning System (GPS), e internet para contato social com profissionais de saúde ou parentes ocupam o papel de aliados dos cuidadores de pessoas com deficiência [Nordgren 2018; Blumenthal 2018]. Enquanto no processo de reabilitação, as novas tecnologias têm se apresentado como oportunidades adicionais de ampliar o nível de atividade de pessoas com algum tipo de limitação [Tomšič, 2018].

Ainda que haja um crescente interesse científico e comercial sobre a TA, existe uma morosidade no processo de adoção ou assimilação dessas tecnologias por profissionais de saúde (fisioterapeutas, terapeutas ocupacionais, médicos, psicólogos, engenheiros biomédicos), mesmo havendo comprovação dos benefícios promovidos pelo seu acréscimo em sua atuação prática [Jones 2014; Schaik 2002]. Algumas das justificativas apresentadas para esse comportamento são: o distanciamento existente entre as tecnologias cotidianas utilizadas por esses profissionais e as novas tecnologias emergentes [Laver 2011], as lacunas de conhecimento sobre os resultados dessas tecnologias [Blumenthal 2018], as formas de aplicação muito específicas e limitada à categoria médica [Gagnon 2012; Wade 2014] , e a pouca atualização dos profissionais, seja por acomodamento ou pela dificuldade de acesso à informação e estudos científicos.

Algumas possibilidades para acelerar a aquisição do conhecimento e da adoção de TA emergente pelos profissionais de saúde transitam em propostas como a apresentada pela EUSTAT. Esse projeto visa investir em serviços de TA para oferecer suporte profissional, tendo como finalidade o desenvolvimento de mercado, assim como o acesso e o auxílio financeiro para obtenção de recursos referentes a essa tecnologia. Logo, esses serviços visam identificar as necessidades, a prescrição e experimentação dos novos recursos [Eustat 1999]. Autores também sugerem que a troca de experiências e opiniões entre esses profissionais podem encorajar tanto o desenvolvimento de novas ferramentas quanto a utilização dos dispositivos já disponíveis [Blumenthal 2018].

Outra possibilidade de promover uma maior integração entre os profissionais de saúde e as novas abordagens de TA, é a introdução desse conhecimento durante a formação básica do profissional. Assim, os profissionais em formação serão previamente expostos à forma de atuação sugerida pelo conceito de TA e, consequentemente, se tornarão mais hábeis na busca, desenvolvimento e utilização de recursos de TA [De Holanda et al. 2018; Da Silva, De Holanda & Morya 2018].

2.1.6. Impacto na Formação e Modernização

O avanço dos sistemas tecnológicos e sua inserção em ambientes antes predominantemente de mão de obra humana, traz consigo uma necessidade de requalificação dos profissionais para lidar com essa automação. No mercado, empresas e profissionais que não se adequem à "modernização" acabam perdendo seus espaços [De Holanda et al. 2018]. Na esfera acadêmica, a tecnologia está cada vez mais presente e acelerada, exigindo um projeto de educação profissional para o futuro do país, pois muitos cursos de graduação poderão ficar obsoletos, serem aglutinados ou modificados devido aos avanços tecnológicos.

Quando falamos da TA, instintivamente nos remetemos à área da saúde (reabilitação) muito pelo seu berço ter sido na Terapia Ocupacional [Alves, Emmel & Matsukura 2012] e pela saúde ser uma das prioridades no mundo. Contudo, a educação também é um dos consumidores chefes dos recursos de tecnologia. O movimento de inclusão das pessoas com deficiência trazido pelo PNDPD, proporcionou um aumento na utilização dos recursos de TA visto que, por lei (Lei nº 6949/2009), é garantido à pessoa com deficiência acesso a um sistema de ensino inclusivo, em todos os níveis. A educação inclusiva avança no Brasil devido às várias iniciativas do Governo Federal à assistência e à inclusão desse grupo.

Na esfera industrial, as novas tecnologias provocam alterações no cotidiano e criam uma necessidade ainda maior de integração de áreas e nem sempre a mão de obra acompanha essas mudanças. Quando levamos essa discussão para o âmbito acadêmico podemos ver que o modelo de formação deixa a desejar, por mais que alguns cursos da área da saúde, como a Fisioterapia e a Terapia Ocupacional tenham descrito em suas diretrizes curriculares a abordagem sobre tecnologias biomédicas além da atualização de suas grades curriculares, vemos na prática que isso não acontece [Brasil 2002; Signorelli et al. 2017]. No cenário acadêmico atual, os projetos políticos-pedagógicos das Instituições de Ensino Superior (IES) não contemplam totalmente disciplinas voltadas à TA, adicionando ainda a falta de incentivo ao processo criativo e construção de tecnologias para uso em saúde [De Holanda et al., 2018]. Por isso, existe a necessidade de que os profissionais passem a ter uma formação multidisciplinar, seguindo o avanço tecnológico. Embora o conservadorismo acadêmico frente às tecnologias seja ainda muito forte cabe aos novos profissionais se aprofundarem nas temáticas de eletrônica, robótica, automação, a fim de ser melhores absorvidos pelo mercado [Da Silva, De Holanda & Morya, 2018; De Holanda et al., 2018].

2.2. Novas tendências em TA

2.2.1. Sensores e atuadores em TA

O avanço da TA é uma preocupação global para manter idosos e pessoas com deficiência engajados economicamente e socialmente, pois há uma estimativa de que mais de 1 bilhão de pessoas no mundo necessitem de alguma forma de TA [WHO, 2016]. A OMS alerta que o baixo acesso aos produtos de TA baseia-se em três pontos principais: alto custo dos produtos, falta de políticas e padronizações, e finalmente, falta de recursos humanos especializados. Profissionais da saúde no âmbito da TA precisam constantemente se atualizar em virtude da constante absorção de tecnologias provenientes de outros mercados. Sendo assim, os profissionais necessitam desenvolver habilidades básicas relativas à tecnologia associadas a esses dispositivos como sensores e atuadores.

Dentre as diversas vertentes no desenvolvimento de novas TAs pauta-se, principalmente, a otimização e atualização dos sistemas já estabelecidos, com isso muitos recursos são despendidos em integração ou personalização de novos sensores e atuadores aos dispositivos em TA. Kouroupetroglou (2014) cita pontos com potencial disruptivo em TA e elenca sensores e redes como um dos pontos principais para inovar na área. Se tomarmos como exemplo a figura 2.1, pode-se entender o disposi-

tivo como um sistema no qual sensores e atuadores são utilizados para aproximar, gradativamente, sua saída ao valor desejado anteriormente determinado pelo profissional da saúde ou mais recentemente, controlados por inteligência artificial (IA).

Figura 2.1. Ilustração de controle de alça fechada com atuador e sensor.

Fonte: Autoria Própria

Existe uma ampla gama de sensores e/ou atuadores que permite desenvolver inúmeros dispositivos em TA de acordo com as aplicações. Por exemplo, um sensor de temperatura tem uma função explícita em próteses visando alertar o usuário em algumas atividades de vida diária, mas não é utilizado em cadeiras de rodas. No entanto, sensores de pressão (sensor de força resistivo) podem ser facilmente incorporados em ambos os casos, em próteses para ajustar à preensão dos objetos [Dosen et al. 2017] e melhorar a experiência do usuário e em cadeiras de rodas para alterar o assento evitando úlceras de pressão e outras complicações [Chugo et al. 2011]. Um exemplo de sensores aplicados à TA pode ser observado na Figura 2.2.

A inovação quanto à informação sensorial pode ser feita de duas formas principais. Uma utilizando novas técnicas com base nas informações providas como técnicas de IA aplicadas ao reconhecimento de padrões de controle, podendo utilizar-se inclusive de sinais biomédicos como eletromiografia [Alshamsi et al. 2016] ou em informações auxiliares como caracterização de pressão nos dispositivos [Zang et al. 2015]. E a outra, por meio de técnicas utilizando visão computacional que em conjunto com câmeras é possível reproduzir diversas atividades como reconhecimento e rastreamento de objetos. Adicionalmente, é possível incrementar funções ao dispositivo com a utilização de sensores distintos ou desenvolver novos sensores, aprimorando características como tamanho, custo e precisão.

Focando no segundo ponto, destaca-se a utilização de sensores de campo elétrico ou ópticos aplicados em próteses e órteses ativas com o intuito de adaptar o aperto aos mais diferentes objetos, anterior ao toque propriamente dito [Shi 2015]. No desenvolvimento de cadeiras de rodas inteligentes já integraram sensores ultrassônicos e infravermelhos para detecção de obstáculos, câme-

ras para medições relativas à profundidade e sensores inerciais, no entanto melhorias vêm sendo implementadas para garantir robustez aos sistemas [Encarnação & Cook 2017].

Para aumentar a adesão ou incorporação do dispositivo ao usuário aposta-se em biofeedback de resposta rápida e natural para conferir naturalidade no uso da TA e promover reabilitação e incorporação. Em muitos casos, é desejado um feedback em relação à temperatura, textura, movimento e posicionamento da prótese, características que, na maioria dos casos, não estão presentes nos dispositivos comerciais mas que formam um substancial campo de pesquisa e desenvolvimento [Encarnação & Cook 2017].

As interfaces híbridas também apresentam ótimos resultados na reabilitação de pacientes, utilizando-se de múltiplos sinais de controle, que se aproximam das diversas informações sensoriais utilizadas pelo sistema biológico. Sarasola-Sanz (2017) atestou a usabilidade de uma interface hierárquica híbrida baseada em eletroencefalografia e eletromiografia na reabilitação de pacientes acometidos por acidente vascular encefálico. Muitas evidências sugerem que a utilização de sinais neurais em conjunto com outros sinais biológicos promova soluções atrativas no controle de TA [Ribeiro et al. 2013].

Atualmente, há dispositivos robóticos utilizados na reabilitação que possuem características distintas, como a existência de esteira e de sistema de suspensão de peso corporal para oportunizar a execução do movimento em diferentes graus de liberdade, exercendo a assistência adequada para a execução do movimento. A evolução tem favorecido o desenvolvimento de novos dispositivos como os sistemas híbridos, surgindo uma proposta de formas de controle autônomo e voluntário desses dispositivos [Wall, Borg & Palmcrantz 2015]. Desse modo, potencializando os efeitos da reabilitação, favorecendo inúmeros benefícios cardiorrespiratórios, metabólicos, da resposta reflexa, sensorial, muscular e do padrão cinético e cinemático do movimento [Holanda et al. 2017].

Figura 2.2. Utilização de sensores de força resistivos em cadeira de rodas e prótese de membro superior.

Fonte: Autoria Própria

Encarnação & Cook (2017) discorrem sobre os pontos chave para um controle protético efetivo, dentre eles temos a diminuição de latência, essa redução no tempo de resposta possibilita ao usuário maior sinergia com os dispositivos, ou seja, processamento em tempo real das informações fornecidas pelos sensores até a atuação no sistema; isso precisa ser considerado em todas as etapas do desenvolvimento. Ainda assim, os atuadores possuem duas funções importantes em TA, atuar sobre o meio, atuação essa que fazemos constantemente em nossas vidas, e atuar sobre o usuário gerando sensações para promover incorporação. Eles devem ser robustos, gerar forças que permitem ao usuário executar tarefas da vida diária e ser eficientes energeticamente.

Um grande desafio em órteses e próteses é criar um padrão de atuação biomimético, ou seja, que reproduza o movimento natural da melhor forma. A atuação pode ser ativa ou passiva, dentro da ativa ainda temos atuadores elétricos, hidráulicos, pneumáticos, poliméricos eletroativos e ligas com memória de forma [Veale et al. 2016]. O autor evidencia a predominância de atuadores elétricos no desenvolvimento de exoesqueletos tanto para reabilitação como assistivos. Uma tecnologia promissora nesse desenvolvimento é a atuação por meios de cabos bowden com peso reduzido e devido suas propriedades poderem transferir todo o sistema de atuação para longe do membro, reduzindo drasticamente o peso das órteses [Goiriena et al. 2009].

No que tange às cadeiras de rodas, a predominância de atuadores elétricos é ainda mais acentuada, com poucas aplicações utilizando de atuadores hidráulicos. O movimento necessário nesses dispositivos é bastante simples se comparado à complexidade cinesiológica da mão, por exemplo. No entanto, avanços estão sendo feitos na utilização de atuadores para estímulos sonoros, hápticos e vibratórios [Encarnação & Cook 2017]. Blouin et al. (2015) comprovaram que a utilização de biofeedback háptico em cadeiras de rodas propicia o aumento da força mecânica efetiva do usuário.

Independente da aplicação, muitas variáveis precisam ser consideradas na escolha dos atuadores, Veale et al. (2016) sumarizam alguns pontos importantes na definição dos atuadores aplicados em órteses, são eles: durabilidade, consumo energético, operabilidade, efetividade, acessibilidade, conforto, aceitação e segurança. Não obstante, esses fatores são essencialmente importantes no desenvolvimento de qualquer TA.

2.2.2. Novas tecnologias implementadas em TA

Estima-se que em 2050, cerca de 70% da população mundial estará vivendo em cidades, as quais precisarão se preparar para as demandas da população, principalmente, no que diz respeito à melhora da inclusão das pessoas com deficiência [De Oliveira Neto et al. 2019]. Para acompanhar essas demandas populacionais, as cidades gradualmente vêm se especializando em tecnologias de informação e comunicação, as chamadas cidades inteligentes [Guimarães et al. 2018]. A ideia geral das cidades inteligentes é guiar seus cidadãos dentro do espaço urbano [Silva et al. 2017]. Nesse contexto, essas cidades têm dentre os seus objetivos serem inclusivas em termos de proporcionar às pessoas com deficiência mecanismos que as permitam interagir com o espaço urbano. Exemplos de mecanismos é a identificação de lugares e/ou objetos pertencentes à cidade, sendo esses dados fornecidos para determinados dispositivos. Por sua vez, as informações captadas pelos dispositivos são entregues de forma personalizada mediante deficiência do usuário [De Oliveira Neto et al. 2019].

Com os avanços das tecnologias de informação e comunicação das últimas décadas atrelados a miniaturização dos dispositivos, os quais vêm disseminando o uso de sensores e atuadores às tecnologias vestíveis, resultaram no crescimento exponencial da Internet das Coisas (IoT, do inglês *Internet of Things*) [Shahrestan 2017; Qureshi & Krishnan 2018]. Sabendo-se que o controle dos diversos dispositivos utilizados no espaço urbano é feito, em sua grande maioria, pela Internet, novos conceitos vêm aparecendo como Informática Urbana e Computação Urbana. A IoT vem reformulando a maneira como os

indivíduos interagem: entre si, com dispositivos e seus arredores [Shahrestan 2017]. Levando as cidades a funcionarem mediante informações captadas de seus componentes, como pessoas, carros, avenidas e parques [De Oliveira Neto et al. 2019].

A onipresença da Internet nas áreas metropolitanas vem ajudando a solucionar diversos problemas no dia a dia das cidades. Constituindo-se como fator importante no desempenho de funções de liderança que proporcionem o funcionamento, a participação independente e a qualidade de vida dos idosos e das pessoas com deficiência [Shahrestan 2017]. O uso da IoT está moldando o futuro, permitindo várias modalidades de interações entre os homens e as máquinas [Shahrestan 2017].

Essa ascensão tecnológica associada à IoT permite que os objetos estejam integrados a itens de eletrônica, programas e sensores sincronizados a uma rede, a qual permite que os objetos realizem a aquisição e troca de dados [Dimitrov 2016; Qureshi & Krishnan 2018]. Ademais, controlem objetos do dia a dia do usuário, como a temperatura e luminosidade do ambiente, o funcionamento de equipamentos eletrônicos e ativem sistemas de segurança. Desse modo, oferecendo uma maior autonomia e independência de acordo com a necessidade de cada indivíduo, a fim de melhorar sua qualidade de vida e de saúde [Dimitrov 2016; Guimarães et al. 2018; Jagadeeswari et al. 2018].

A convergência das tecnologias da informação e da saúde está reformulando os serviços de saúde, e o modo de gerenciar os cuidados e as necessidades de saúde. Por exemplo, os usuários podem utilizar dispositivos para lembrá-los de compromissos ou de um medicamento, monitorar remotamente os indicadores de saúde em qualquer lugar, comunicar de maneira mais eficaz e segura com profissionais de saúde [Dimitrov 2016]. Nessa perspectiva, as TAs associadas à IoT possuem potencial para aumentar a produtividade dos sistemas de saúde ao manusear recursos de baixo custo, alta eficiência e alta precisão [Dimitrov 2016; Hermes et al. 2018].

Atualmente, essas TAs vestíveis não-invasivas (Figura 2.3) utilizam IHM, análise de sistemas variados e técnicas de aprendizado de máquina (AM) gerando aplicação de novas tecnologias de informação e comunicação na área de saúde. Com o intuito de incentivar o autocuidado, o automonitoramento e o autogerenciamento; e aumentar o nível de satisfação do usuário para cuidar da sua saúde [Lu et al. 2016; Rollo et al. 2016; Hermes et al. 2018; Khojasteh et al. 2018]. Isso é possível ao utilizar TAs vestíveis que melhoram a qualidade de vida de usuários com alterações visuais [Elmannai & Elleithy 2017], da fala [Sadeghian et al. 2011], da mobilidade [Cowan et al. 2012; Silva et al. 2017]; permitem o monitoramento não-invasivo da pressão arterial [Alessa et al. 2018], dos níveis de glicose [Istepanian et al., 2011], do estado de saúde mental e neurológico [Bharucha et al. 2009, Ienca et al., 2017; Görges et al. 2018] e do estilo de vida de idosos [Kato et al. 2018]; desfibrilador capaz de monitorar e regular a atividade elétrica do coração [Olgin et al. 2018]; e dispositivo utilizando IHM, o qual possibilita o treinamento de marcha robótica [Donati et al. 2016].

Figura 2.3. Dispositivos vestíveis utilizando IHM e análise de sistemas variados e técnicas de aprendizado de máquina gerando aplicação de novas tecnologias de informação e comunicação na área de saúde.

O termo "tecnologias vestíveis" está relacionado à computação que acompanha o indivíduo no dia a dia. Essas tecnologias vestíveis podem estar presentes em uma roupa ou em um acessório, ambos capazes de monitorar o usuário ao longo do dia [Shahrestan 2017]. Em outras palavras, qualquer dispositivo e/ou acessório portátil embutido, podendo ser usado em qualquer parte do corpo [Dehghani & Dangelico 2018] para monitoramento contínuo do usuário. Com base nesse constante monitoramento dos usuários, surge a ideia de tecnologias vestíveis inteligentes, as quais permitem a comunicação e detecção dos usuários e do ambiente. Essas tecnologias vestíveis vêm se tornando uma nova plataforma de dispositivos móveis para as tecnologias de informação e comunicação [Dehghani & Dangelico 2018].

O desenvolvimento das tecnologias vestíveis inteligentes necessita de competências e conhecimentos multidisciplinares em diferentes áreas [De Holanda et al. 2018; Da Silva, De Holanda & Morya 2018]. Essas tecnologias têm uso diversos, seja na área de saúde, educação, esporte ou entretenimento. No entanto, na área de saúde essas tecnologias registram maior impacto entre os consumidores [Dehghani & Dangelico 2018]. As áreas da saúde vêm passando por modificações e redefinição de conceitos com suas novas técnicas de prevenção e melhoria da qualidade de vida. As novas ferramentas têm sido atreladas aos avanços tecnológicos e da sociedade, permitindo o usuário relacionar-se com plataformas online e com o ambiente no qual encontra-se inserido. Segundo Rocha et al. (2016), o desenvolvimento dessas tecnologias ficou conhecido como: *eHealth*, ganhando ainda uma subdivisão dada pelos dispositivos móveis, sendo difundida como saúde móvel (*mHealth*).

Pode-se entender saúde móvel como a oferta de serviços médicos e/ou de Saúde Pública que se valem do apoio tecnológico de dispositivos móveis, como telefones celulares, sensores e outros equipamentos vestíveis, ou em outras palavras, dispositivos diretamente conectados ao usuário [Rocha et al. 2016]. Os dispositivos vestíveis inteligentes apresentam muitas vantagens e sua massificação pode contribuir para a redução dos gastos em saúde, minimização dos erros médicos, prevenção de hospitalizações desnecessárias e ampliação das possibilidades de interação entre pacientes e profissionais de saúde [Rocha et al. 2016]. Contudo, ainda apresenta obstáculos no seu desenvolvimento, Dehghani & Dangelico (2018) assinalam que é necessário lidar com dois desafios contraditórios: (1) miniaturização do dispositivo ou "computação desaparecida" - do movimento de onipresença - e (2) apelo estético - do campo de design de produto e setor de joias.

Processos em saúde móvel contam ainda com uma grande área emergente denominada big data, uma área que prioriza o processamento e análise de um grande volume de dados - tanto estruturados quanto não-estruturados - visto que iniciativas baseadas em cidades inteligentes e dispositivos vestíveis geram uma grande quantidade de dados diariamente. Zhihan et al. (2016) enfatiza que o objetivo de se utilizar big data em saúde móvel é alcançar maior qualidade no cuidado ao usuário e menores custos gerando um bom resultado geral.

Objetivando isso Haux et al. (2016) levanta que dados de sensores vestíveis e não intrusivos possuem pouco valor a menos que eles sejam interpretados e organizados em grandes conjuntos de dados para gerar sólidas bases de conhecimento. Um uso claro dessa abordagem no tratamento dos dados em tecnologia assistiva é bem apresentado por Vimarlund & Wass (2014) descrevendo a aplicação em casas inteligentes e ambientes assistivos,

Saleem et al. (2017) sumarizaram várias modalidades de aplicações das tecnologias vestíveis, como segurança, medicina, esportes, estética e saúde. Empresas no domínio da saúde têm se esforçado para superar os desafios e desenvolver melhor a tecnologia. A Figura 2.4 mostra perspectivas já consolidadas com os dispositivos vestíveis na área da saúde.

Figura 2.4. Modalidades de Aplicação de Dispositivos Vestíveis

Fonte: Rocha et al. 2018

Esses dispositivos inteligentes têm sido utilizados em casos que ajudem ao paciente passar por procedimentos não-invasivos, como mostra a Figura 2.5 que ilustra desfibrilador cardiovascular vestível (DCV) presente na modalidade de diagnóstico e terapia pode ser considerado uma TA, por ser um dispositivo externo capaz de detectar automaticamente taquicardia ventricular (TV) / fibrilação ventricular (FV) e desfibrilação [Chung et al. 2010]. O DCV mostrou uma abordagem segura para pacientes com alto risco de morte súbita e arritmia, evitando o implante desnecessário de um cardioversor-desfibrilador [Klein, Goldenberg & Moss 2013].

Figura 2.5. Desfibrilador Cardiovascular Vestível

Fonte: Klein; Goldenberg; Moss 2013

Quase 50% das cirurgias falham devido a uma fisioterapia não supervisionada e errônea. A demanda por um fisioterapeuta por um período prolongado é dispendiosa e às vezes inacessível [Rajanna et al. 2016]. Por essa razão foi desenvolvido o KinoHaptics (Figura 2.6), um sistema fisioterapêutico usado na reabilitação do pós-cirúrgico, construído para garantir que não haja nenhuma lesão durante o período de reabilitação. O sistema fornece um feedback vibro-háptico rico e preciso que pode ser sentido pelo usuário, independentemente das limitações fisiológicas [Rajanna et al. 2016].

Figura 2.6. KinoHaptics

Fonte: Rajanna et al. 2016

A expectativa para os dispositivos vestíveis é que estes poderão mudar até a forma como nos comunicamos. Um exemplo de óculos inteligente mostrado na figura 2.7 é uma dessas novas tecnologias que já estão sendo responsáveis por novas mudanças. Em relação ao lado social, as esperanças incluem o ideal de aumentar a coesão social, tornando, assim, o mundo menor, as pessoas podem se comunicar ainda mais usando os óculos inteligentes [Hein, Jodoin & Rauschnabel 2017]. Além disso, no aspecto econômico, esses dispositivos e seu amplo uso afetam os contextos empresarial e privado, criando um modelo de negócios totalmente novo. Esses novos modelos de negócios exigem novas tecnologias, novos entendimentos e, por fim, resultam em empregos totalmente novos e, potencialmente, descrições de cargos, aumentando o bem-estar de uma sociedade [Hein, Jodoin & Rauschnabel 2017].

Figura 2.7. Smart Glasses

Fonte; Adaptada de HE et al. 2015

Outro uso importante para tecnologias da informação e vestíveis na saúde é o monitoramento remoto. Especialmente para os pacientes das áreas rurais, aqueles que mais se beneficiam dos tratamentos remotos, pois pode ser difícil para esses pacientes obter certos tratamentos em tempo hábil. No caso de doenças crônicas, como diabetes, a pontualidade do tratamento é mais importante do que a complexidade do problema [Tarakci, Kulkarni & Ozdemir 2018].

De Oliveira Neto et al. (2019) afirmam que:

> *"Os dispositivos vestíveis possui algumas direções futuras de pesquisa. Na elaboração de novos materiais, que possam ser expostos a chuvas, calor, poluição e zonas de interferência de comunicação. Além disso, uma vez que este tipo de dispositivos pode estar em contato constante com a pele, eles devem evitar alergias de pele e outros tipos de lesões no corpo humano. Desenvolvendo novas técnicas de interação que usem touchpads sobre o corpo humano, bem como a combinação de sensores, como intensidade de toque, vibração, pressão e sensores de força. Outra questão seria a adaptação ao corpo e às necessidades do usuário, pois dispositivos vestíveis devem, portanto, ser flexíveis e adaptáveis para atender às necessidades e formas dos usuários. Baterias com longa vida útil, uma vez que pessoas com deficiências dependerão mais e mais de dispositivos para andar pela cidade" (p. 79).*

Extrapolando essas aplicabilidades, há TA que permite o rastreamento e a previsão de progressão da doença, identificando e prevendo alterações significativas dos biomarcadores de saúde para direcionar e tomar medidas corretivas precocemente. Com base nisso, imagine um paciente pré-diabético, seria importante que recebesse um feedback caso atingisse um limiar de glicose de um diabético, pressupor a alta probabilidade de um usuário se tornar diabético e necessitar de tratamento com insulina [Sheth et al. 2018]. Um método mais avançado para esse fim seria usar dados de saúde personalizados e analisá-los em relação a estudos clínicos publicados e dados longitudinais.

Há uma necessidade de associar essas tecnologias a algoritmos de AM, impulsionando-nos, assim, para o campo do gerenciamento personalizado de assistência à saúde. Partindo dessa ótica, Palani & Venkatalakshmi (2018) desenvolveram uma modelagem preditiva baseada em IoT e AM utilizando algoritmos computacionais para predizer a doença por meio de monitoramento contínuo ao categorizar e segmentar exames de imagem para aumentar a precisão em 85% ao diagnosticar o câncer de pulmão.

Com origem na década de 50 os primeiros algoritmos em AM foram sendo aprimorados e cada vez mais vão sendo inseridos em diversas áreas da ciência, inclusive em TA. Essa metodologia pode ser utilizada em várias aplicações em TA, como no desenvolvimento de dispositivos de comunicação baseados em eletrooculografia, empregando as técnicas de classificação e reconhecimento de padrões visando formar uma mensagem de saída [Lingegowda, Amrutesh & Ramanujam 2017]. Outro trabalho utiliza o AM para ensinar habilidades relativas ao reconhecimento de objetos para crianças com transtorno do espectro do autismo [Radwan et al. 2016]. Diversos outros trabalhos evidenciam a crescente aplicação de técnicas de AM em TA.

Além disso, indivíduos com deficiência neuropsicomotoras são rotineiramente encaminhadas para serviços de reabilitação para melhorar suas limitações funcionais, a fim de oportunizar a participação social e melhorar o bem estar geral. Para tanto, as novas TA devem considerar as rotinas de vida diária e condições ambientais, analisando o contexto social de cada usuário [Triccas et al. 2019]. Essas tecnologias têm como ponto chave a interação entre a tecnologia e o usuário [Dobkin 2017], e nos tempos atuais isso pode ser feito utilizando dispositivos hápticos e sistemas de biofeedback para analisar e ajustar o movimento em tempo real, reduzindo a frequência de execução de movimentos incorretos, prevenindo o surgimento de lesões e considerando o desempenho motor de cada indivíduo. Isso favorece a personalização da tecnologia e a melhora da tomada de decisão terapêutica.

As TA também podem oferecer o monitoramento de todos os sinais vitais e biomarcadores de saúde em ambiente domiciliar, além de der considerado crucial para um indivíduo que teve alta hospitalar recentemente [Dobkin 2017]. Dessa forma, é possível gerenciar e prescrever medicamentos de acordo com as necessidades atuais de indivíduo, planejando estratégias terapêuticas a curto, a médio e a longo prazo, e instruir os cuidadores, familiares e paciente, tornando-os todos ativos nessa fase de recuperação junto à equipe de profissionais de saúde. Assim, é possível analisar a progressão do estado de saúde e reduzir readmissões hospitalares.

2.3. Considerações Finais

O constante avanço tecnológico vem ampliando o desenvolvimento de novos recursos na área da saúde, facilitando, assim, o acesso das pessoas à informação e resultando na criação de soluções importantes para os sistemas de saúde pública. Em relação às pessoas com deficiência, esses novos recursos podem gerar maior autonomia e independência, promovendo cada vez mais a inclusão social. Inclusão essa garantida pelo Estado por meio da Lei Brasileira de Inclusão da Pessoa com Deficiência (Lei nº 13.146/2005). Assim, diversas ações são realizadas com o intuito de assegurar os direitos da pessoa com deficiência.

Após a criação do CAT, em 2007, surgiram mais discussões acerca das pessoas com deficiência, estimulando mudanças e gerando um modelo social de atenção à saúde a partir da capacidade do indivíduo e do seu ambiente de convívio. No entanto, embora existam essas discussões e que o Brasil possua uma política de concessão de TA, a maioria dos recursos desenvolvidos não está ao alcance da população. Tendo em vista que o desenvolvimento de tecnologias no Brasil demanda tempo excessivo e alta carga tributária, torna elevado o custo dos produtos para o consumidor final. Assim, grande parte dos recursos de TA desenvolvidos não estão acessíveis às famílias de baixa renda que são dependentes do SUS.

Com o intuito de tornar as TA cada vez mais acessíveis, ações multidisciplinares mobilizando grandes áreas de atuação são requeridas objetivando fomentar recursos e estratégias que promovam a inclusão social das pessoas com deficiência. Surgindo, assim, interesses por parte da comunidade científica e do mercado. As TA podem ser inseridas em diversos campos de atuação desde o desenvolvimento de recursos para o monitoramento das atividades da vida diária, para o autocuidado. Até o acompanhamento, de forma remota ou não, de atividades profissionais mais elaboradas realizadas por um profissional especializado. No entanto, percebe-se que muitos profissionais não estão se adaptando ao processo de evolução dos diversos recursos de TA.

A nova geração de TA está baseada na otimização e atualização dos sistemas já previamente estabelecidos. Otimização essa voltada à miniaturização dos sistemas, resultando em aperfeiçoamento e disseminação no uso de sensores e atuadores associados a tecnologias vestíveis e a IoT. Os novos recursos de TA associados a IoT permitem que os mesmos estejam sincronizados a todo momento a uma rede, possibilitando fluxo de dados de forma constante para controle e monitoramento desses recursos. Desse modo, uma maior autonomia e independência é oferecida mediante a necessidade de cada indivíduo, resultando em melhor qualidade de vida.

Técnicas de aprendizado de máquina com dados provenientes da constante aquisição via IoT podem ser convertidos para um computador com o intuito de serem detectados determinados padrões. Essa técnica permite cada vez mais a personalização da TA para cada indivíduo, bem como melhora na precisão nas tomadas de decisões terapêuticas.

Portanto, a inserção desses novos recursos de TA representa muitas vezes a requalificação dos profissionais a uma nova realidade para oferecerem melhores soluções às pessoas com deficiência e para permanecerem no mercado de trabalho. No contexto acadêmico, os futuros profissionais também necessitam se adequar a essa evolução antes que os mesmos cheguem ao mercado de trabalho. Assim, é necessário refletir e discutir sobre um direcionamento estratégico de política pública sobre a formação profissional nos cursos de graduação e suas diretrizes para acompanhar essas mudanças disruptivas que estão chegando e influenciando a TA mundial.

Referências

Alessa, T. et al. (2018) "Mobile Apps to Support the Self-Management of Hypertension: Systematic Review of Effectiveness, Usability, and User Satisfaction". In: JMIR mHealth and uHealth 6(7).

Alshamsi, H., Jaffar, S. & Li, M. (2016) "Development of a Local Prosthetic Limb Using Artificial Intelligence". In: International Journal of Innovative Research in Computer and Communication Engineering 4(9), p. 15708-15716.

Alves, A. C. J, Emmel, M. L. G & Matsukura, T. S. (2012) "Formação e prática do terapeuta ocupacional que utiliza tecnologia assistiva como recurso terapêutico". In: Revista de Terapia Ocupacional da Universidade de São Paulo 23(1), p. 24-33.

Andrade, A. O. et al. (2017) "Novas tecnologias aplicadas à saúde: Integração de áreas transformando a sociedade", https://www.researchgate.net/publication/318649551.

Anson, D. (2005) "Tecnologia assistiva". In: Terapia ocupacional: capacidades práticas para as disfunções físicas, L. W. Pedretti e M. B. Earlhy, São Paulo: Roca, p. 276-295.

Bharucha, A.J. et al. (2009) "Intelligent assistive technology applications to dementia care: current capabilities, limitations, and future challenges". In: The American Journal of Geriatric Psychiatry 17(2), p. 88–104.

Blake, D. J. & Bodine, C. (2002). "An overview of assistive technology for persons with multiple sclerosis". In: Journal of Rehabilitation Research and Development 39(2), p. 299-312.

Blouin, M. et al. (2015) "Characterization of the immediate effect of a training session on a manual wheelchair simulator with Haptic biofeedback: Towards more effective propulsion". In: IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering 23(1), p. 104-115.

Blumenthal, J., Wilkinson, A. & Chignell, M. (2018) "Physiotherapists' and physiotherapy students' perspectives on the use of mobile or wearable technology in their practice". In: Physiotherapy Canada, University of Toronto Press, p. 1–11.

Borg, J. et al. (2009) "Assistive technology in developing countries: national and international responsibilities to implement the Convention on the Rights of Persons with Disabilities". In: Lancet 374(9704):1863-5.

Brasil (1990) "Conselho Nacional de Saúde",://conselho.saude.gov.br/legislacao/lei8080_190990.htm.

Brasil (2002) "Diretrizes Curriculares Nacionais do curso de graduação em Fisioterapia", http://portal.mec.gov.br/cne/arquivos/pdf/CES042002.pdf.

Brasil (2002) "Diretrizes Curriculares Nacionais do curso de graduação em Terapia Ocupacional", http://portal.mec.gov.br/cne/arquivos/pdf/CES062002.pdf.

Brasil (2004) "Senado Federal", http://www2.senado.leg.br/bdsf/handle/id/10.

Brasil (2006) "Tecnologia assistiva", http://www.pessoacomdeficiencia.gov.br/app/publicacoes/tecnologia-assistiva.

Brasil (2009) "Convenção Sobre os Direitos das Pessoas com Deficiência", http://www.planalto.gov.br/ccivil_03/_ato2007-2010/2009/decreto/d6949.htm.

Brasil (2009) "Tecnologia Assistiva", http://www.pessoacomdeficiencia.gov.br/app/sites/default/files/publicacoes/livro-tecnologia-assistiva.pdf.

Brasil (2011) "Plano Nacional dos Direitos da Pessoa com Deficiência - Plano Viver sem Limite", http://www. planalto.gov.br/CCIVIL_03/_Ato2011-2014/2011/ Decreto/D7612.htm.

Brasil (2012) "Portaria interministerial – Ministério da Fazenda", http://www.fazenda.gov.br/acesso-a-informacao/institucional/legislacao/portarias-interministeriais/2012/arquivos/portaria362.pdf.

Brasil (2018) "Comissão de defesa dos direitos das pessoas com deficiência", http://www.camara.gov.br/proposicoesWeb/prop_mostrarintegra;jsessionid=DB58228D26AFD8C06ABB8696C7CDCE57.proposicoesWebExterno2?codteor=1688418&filename=Parecer-CPD-25-10-2018.

Cavalcanti, A. & Galvão, C. (2007) "Terapia Ocupacional: Fundamentação & prática", Guanabara Koogan.

Chung, M. et al. (2010) "Aggregate National Experience With the Wearable Cardioverter-Defibrillator". In: Journal of the American College of Cardiology 56(3), p. 194 – 203.

Chugo, D. et al. (2011) "Development of Depressurization System for a Seated Patient on a Wheelchair". In: IEEE International Conference on Mechatronics, p. 615-620.

Cowan, R.E. et al. (2012) "Recent trends in assistive technology for mobility". In: Journal of Neuroengineering and Rehabilitation 9, p. 1-8.

DATASUS (2018) "Lista de concessão de OPM", http://sigtap.datasus.gov.br/tabela-unificada/app/sec/inicio.jsp.

Da Cruz, D. M. C. & Emmel, M. L. G. (2014) "Políticas Públicas de Tecnologia Assistiva no Brasil: Um Estudo Sobre a Usabilidade e abandono por Pessoas com Deficiência Física". In: Revista FSA 12(1), p. 79-106.

Da Silva, P. M. M., de Holanda, L. J. & Morya, E. (2018) "Inovação Tecnológica na Formação do Fisioterapeuta". In: Saberes e competências em Fisioterapia. Cadernos de Educação, Saúde e Fisioterapia 4(8), p. 143-150.

Dehghani, M. & Dangelico, R. M. (2018) "Smart wearable technologies: state of the art and evolution over time through patent analysis and clustering. International Journal of Product Development 22(4), p. 293-313.

De Holanda et al. (2018) "Instrumentação de Recursos Tecnológicos no Processo de Formação do Fisioterapeuta". In: Saberes e competências em Fisioterapia. Cadernos de Educação, Saúde e Fisioterapia 4(8), p. 135-142.

De Oliveira Neto, J. S. et al. (2019) "When Wearable Computing Meets Smart Cities: Assistive Technology Empowering Persons With Disabilities". In: Smart Cities and Smart Spaces: Concepts, Methodologies, Tools, and Applications. IGI Global, USA, p. 1356-1376.

Dimitrov, D. V. (2018) "Medical Internet of Things and Big Data in Healthcare". In: Healthcare informatics research 22(3), p. 156–163.

Dobkin, B. H. (2017) "A Rehabilitation Internet of Things in the Home to Augment Motor Skills and Exercise Training" In: Neurorehabilitation and Neural Repair 31(3), p. 217-227.

Donati, A.R.C. et al. (2016) "Long-Term Training with a Brain-Machine Interface-Based Gait Protocol Induces Partial Neurological Recovery in Paraplegic Patients". In: Scientific Reports 6, p. 1-16.

Dosen, S. et al. (2017). "Multichannel electrotactile feedback with spatial and mixed coding for closed-loop control of grasping force in hand prostheses". In: IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering 25(3), 183-195.

Elmannai, W. & Elleithy, K. 2017. "Sensor-Based Assistive Devices for Visually-Impaired People: Current Status, Challenges, and Future Directions". In: Sensors (Basel, Switzerland) 17(3), p. 1-42.

Encarnação, P. & Cook, A. (Eds.) (2017) "Robotic Assistive Technologies: Principles and Practice", CRC Press, Taylor & Francis Group, England.

EUSTAT(1999) "Empowering Users Through Assistive Technology", http://www.siva.it/research/eustat/portugue.html.

Ferreira, D. et al. (2018) "Integração Social de Atletas de Desporto Adaptado na Modalidade de Atletismo", In: Ágora para la Educación Física y el Deporte 20(2-3), p. 256-278.

Gagnon, M. P. et al. (2012) "Using a modified technology acceptance model to evaluate healthcare professionals' adoption of a new telemonitoring system". In: Telemedicine and e-Health, Mary Ann Liebert 18(1), p. 54-59.

Galvão Filho, T. A. (2009)" A Tecnologia Assistiva: de que se trata. Conexões: educação, comunicação, inclusão e interculturalidade", Porto Alegre: Redes Editora, 252, p. 207-235.

Goiriena, A. et al. (2009) "Analysis of bowden cable transmission performance for orthosis applications". In: 2009 IEEE International Conference on Mechatronics, p. 1-6.

Görges, F. et al. (2018) "GET.HAPPY - Acceptance of an internet-based self-management positive psychology intervention for adult primary care patients with mild and moderate depression or dysthymia: A pilot study". In: Internet interventions : the application of information technology in mental and behavioural health 12, p. 26–35.

Guimarães, C. S. S. et al. (2018) "Proposal IoT Architecture for Macro and Microscale Applied in Assistive Technology". In: Online Engineering & Internet of Things. Springer, Cham, p. 36-43, Springer, USA.

Halfon, N. et al. (2012) "The changing landscape of disability in childhood". In: Future of Children 22, p. 72-85.

Haux, R. et al. (2016) "Health-enabling and ambient assistive technologies: past, present, future." In: Yearbook of medical informatics. Aug;25(S 01) S76-S91.

He, J. et al. (2015) "Texting while driving using Google Glass™: Promising but not distraction-free". In: Accident Analysis & Prevention 81, 218-229.

Hein, D. W. et al. (2017) "Are wearables good or bad for society?: An exploration of societal benefits, risks, and consequences of augmented reality smart glasses". In: Mobile Technologies and Augmented Reality in Open Education, p. 1-25.

Hermes, E. et al. (2018) "Implementing Internet-Based Self-Care Programs in Primary Care: Qualitative Analysis of Determinants of Practice for Patients and Providers". In: JMIR Mental Health 5(2), p. 1-9.

Hoffmann, R. et al. (2017) "Provendo Ambientes da Vida Assistida para Assistência Médica Remota com Smart Gateways na Web das Coisa". In: Revista de Informática Aplicada 13(2), p. 75- 87.

Holanda, L. J. et al. (2017) "Robotic assisted gait as a tool for rehabilitation of individuals with spinal cord injury: a systematic review". In: Journal of Neuroengineering and Rehabilitation 14(126), p. 1-7.

Ienca, M. et al. (2017) "Intelligent Assistive Technology for Alzheimer's Disease and Other Dementias: A Systematic Review". In: Journal of Alzheimer's Disease 56(4), p. 1301-1340.

Istepanian, R. S. H., Hu, S. & Philip, N. Y. (2011) "The Potential of Internet of m-health Things "m-IoT" for Non-Invasive Glucose level Sensing". In: 33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS, p. 5264-5266

ITS Brasil. (2017) "Pesquisa nacional de inovação em tecnologia assistiva III (PNITA III): principais resultados, análise e recomendações para as políticas públicas", http://itsbrasil.org.br/wp-content/uploads/2018/12/Livro-Pesquisa-Nacional-de-Inovacao.pdf.

Jagadeeswari, V. et al. (2018) "A study on medical Internet of Things and Big Data in personalized healthcare system". In: Health information science and systems 6(1), p. 1-20.

Jones, J., Norman, K. & Saunders, S. (2014) "The state of the union: trends and drivers of change in physiotherapy in Ontario in 2014", https://qspace.library.queensu.ca/bitstream/handle/1974/12616/K_Norman_Trends_in_Physiotherapy_Ontario_2014.pdf?sequence=3

Kato, S. et al. (2018) "Lifestyle intervention using Internet of Things (IoT) for the elderly: A study protocol for a randomized control trial (the BEST-LIFE study)". In: Nagoya journal of medical science 80(2), p. 175–182.

Khojasteh, S.B. et al. (2018) "Improving Fall Detection Using an On-Wrist Wearable Accelerometer". In: Sensors (Basel, Switzerland) 18(5), p. 1-28.

Klein, H.; Goldenberg, I. & Moss, A. (2013) "Risk stratification for implantable cardioverter defibrillator therapy: the role of the wearable cardioverter-defibrillator". European Heart Journal 34(29), p. 2230–2242.

Kouroupetroglou, C. (2014) "Enhancing the Human Experience through Assistive Technologies and E-Accessibility". In: IGI Global.

Laver, K. et al. (2011) "Early rehabilitation management after stroke: what do stroke patients prefer?". In: Journal of rehabilitation medicine, Medical Journals Limited 43(4), p. 354–358.

Lingegowda, D. R., Amrutesh, K. & Ramanujam, S. (2017) "Electrooculography based assistive technology for ALS patients". In: 2017 IEEE International Conference on Consumer Electronics-Asia (ICCE--Asia), p. 36-40.

Lv, Z., Chirivella, J., & Gagliardo, P. (2016) "Bigdata oriented multimedia mobile health applications." In: Journal of medical systems, 40(5), 120.

Lu, T. C. et al. (2016) "Healthcare Applications of Smart Watches. A Systematic Review". Applied clinical informatics 7(3), p. 850–869.

Manzini, E. J. (2005) "Tecnologia assistiva para educação: recursos pedagógicos adaptados". In: Ensaios pedagógicos: construindo escolas inclusivas. SEESP/MEC, p. 82-86.

Moore, G. E. (1965) "Cramming more components onto integrated circuits". Electronics 38(8), p.114-117.

Morya, E. and Garcia, J. C. D. (2007) "Pesquisa Nacional de Tecnologia Assistiva". In: Revista Conhecimento 1, p. 43-49.

Müschenich, M. & Wamprecht, L (2018) "Health 4.0 - how are we doing tomorrow?". In: Bundesgesundheitsblatt Gesundheitsforschung Gesundheitsschutz 61(3):334-339.

Nordgren, A. (2018) "How to respond to resistiveness towards assistive technologies among persons with dementia". In: Medicine, Health Care and Philosophy, Springer 21(3), p. 411–421.

Olgin, J.E. et al. (2018) "Wearable Cardioverter-Defibrillator after Myocardial Infarction". In: The New England Journal of Medicine 379(13), p. 1205–1215.

Palani, D. and Venkatalakshmi, K. (2018) "An IoT Based Predictive Modelling for Predicting Lung Cancer Using Fuzzy Cluster Based Segmentation and Classification". In: Journal of Medical Systems 43(21), p. 1139-1147.

Qureshi, F. and Krishnan, S. (2018) "Wearable Hardware Design for the Internet of Medical Things (IoMT)". In: Sensors 18(11), p. 1-21.

Radwan, A. M. et al. (2017) "Active machine learning framework for teaching object recognition skills to children with autism". In: International Journal of Developmental Disabilities 63(3), 158-169.

Rajanna, V., Vo, P., Barth, J., Mjelde, M., Grey, T., Oduola, C., & Hammond, T. (2016). KinoHaptics: An automated, wearable, Haptic assisted, physio-therapeutic system for post-surgery rehabilitation and self-care. Journal of medical systems 40(3), 60.

Ribeiro, P. R. A. et al. (2013) "Controlling Assistive Machines in Paralysis Using Brain Waves and Other Biosignals". In: Advances in Human-Computer Interaction, p. 1-9.

Rocha, T. et al. (2016) "Saúde Móvel: novas perspectivas para a oferta de serviços em saúde". In: Epidemiol. Serv. Saúde 25(1), p. 159-170.

Rollo, M.E. et al. (2016) "eHealth technologies to support nutrition and physical activity behaviors in diabetes self-management". Diabetes, metabolic syndrome and obesity : targets and therapy 9, p. 381–390.

Sadeghian, E.B., Huo, X. & Ghovanloo, M. (2011) "Command detection and classification in tongue drive assistive technology". In: Conference Proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society 2011, p. 5465–5468.

Saleem, K. et al. (2017) "Design and deployment challenges in immersive and wearable technologies". In: Behaviour & Information Technology 36(7), p. 687-698.

Sarasola-Sanz, A. et al. (2017) "A hybrid brain-machine interface based on EEG and EMG activity for the motor rehabilitation of stroke patients". In: 2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), p. 895-900.

Schaik, V. P., Bettany-Saltikov, J.A. & Warren, J.G. (2002) "Clinical acceptance of a low-cost portable system for postural assessment". In: Behav Inf Technol. 21(1), p.47–57.

Shahrestani, S. (2017) "Internet of Things and Smart Environments: Assistive Technologies for Disability, Dementia, and Aging". Springer.

Sheth, A., Jaimini, U. and Yip, H. Y. (2018) "How Will the Internet of Things Enable Augmented Personalized Health". In: IEEE Intell Syst, p. 89-97.

Shi, W. (2015) Recent Advances of Sensors for Assistive Technologies. Journal of Computer and Communications, 3, 80-87. doi: 10.4236/jcc.2015.35010.

Signorelli, M. C. et al. (2017) "Um projeto político-pedagógico de graduação em Fisioterapia pautado em três eixos curriculares". In: Fisioterapia em Movimento 23(2), p. 331-340.

Silva, P. M. et al. (2017) "Building Pressure-Sensitive Foot Insoles for Public Health Evaluation in Smart Cities". In: 2017 IEEE First Summer School on Smart Cities (S3C). IEEE, p. 153-156.

Tarakci, H., Kulkarni, S., & Ozdemir, Z. D. (2018) "The impact of wearable devices and performance payments on health outcomes". In: International Journal of Production Economics, 200, 291-301.

Tomšič, M., Domajnko, B. & Zajc, M. (2018) "The use of assistive technologies after stroke is debunking the myths about the elderly". In: Topics in stroke rehabilitation, 25(1), p. 28-36.

Triccas, L. T. et al. (2019) "Is there a standard procedure for assessing and providing assistive devices for people with neuro-disabling conditions in United Kingdom? A nation-wide survey". In: Disability and Health Journal 12(1), p. 93-97.

Tsukahara, A. et al.(2010) "Sit-to-stand and stand-to--sit transfer support for complete paraplegic patients with robot suit HAL". In: Advanced robotics 24(11), p. 1615-1638.

USA (1988) "Technology-Related Assistance for Individuals With Disabilities", https://www.congress.gov/bill/100th-congress/senate-bill/2561.

USA (2004) "Technology-Related Assistance for Individuals With Disabilities Act of 2004", https://www.congress.gov/bill/108th-congress/house-bill/4278.

Van Kammen, K. et al. (2017) "Differences in muscle activity and temporal step parameters between Lokomat guided walking and treadmill walking in post-stroke hemiparetic patients and healthy walkers". In: Journal of neuroengineering and rehabilitation 14(1), p. 1-11.

Varela, R. C. B. & Oliver, F. C. (2013) "A utilização de Tecnologia Assistiva na vida cotidiana de crianças com deficiência". In: Ciência Saúde coletiva, 18(6), 1773-1784.

Veale, A. J., & Xie, S. Q. (2016) "Towards compliant and wearable robotic orthoses: A review of current and emerging actuator technologies". In: Medical Engineering & Physics 38(4), p. 317-325.

Vimarlund, V., & Wass, S. (2014) "Big data, smart homes and ambient assisted living." In: Yearbook of medical informatics, 23(01), 143-149.

Wade, V. A., Eliott, J. A. & Hiller, J. E. (2014) "Clinician acceptance is the key factor for sustainable telehealth services". In: Qualitative health research, Sage Publications Sage CA: Los Angeles, 24(5), p. 682–694.

Wall, A., Borg, J. & Palmcrantz, S. (2015) "Clinical application of the Hybrid Assistive Limb (HAL) for gait training - a systematic review". In: Front. Syst. Neurosci 9(48), p. 1-10.

Watling S. (2011) "Digital exclusion: coming out from behind closed doors". In: Disabil Soc. Jun, 26(4), p. 491-495.

Wise, P. H. (2012) "Emerging Technologies and Their Impact on Disability". In: The Future of Children 22, p. 169-191.

WHO (2009) "Guidelines on Hand Hygiene in Health Care", http://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/44102/9789241597906_eng.pdf?sequence=1

WHO (2016) "Assistive Technology Infographic", https://www.who.int/phi/implementation/assistive_technology/2206_infographic.pdf?ua=1

WHO (2016) "Atlas of eHealth Country Profiles", http://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/204523/9789241565219_eng.pdf?sequence=1

Zang, Y. et al. (2015) "Advances of flexible pressure sensors toward artificial intelligence and health care applications". Materials Horizons, 2(2), p. 140-156.

3. O ALVORECER DO HOMEM COM SMARTPHONE: UM PANORAMA SOBRE A SAÚDE DE TRABALHADORES QUE USAM DISPOSITIVOS MÓVEIS

Tiago Franklin Rodrigues Lucena[1], Henrique Nogaroto[2], Glaukus Regiane Bueno[3] e Ely Mitie Massuda[4]

1. UniCesumar - Mestrado em Promoção da Saúde e UEM- Universidade Estadual de Maringá - Curso de Comunicação e Multimeios – Maringá - Paraná tiagofranklin@gmail.com e ORCID: 0000-0002-0154-7417
2.UniCesumar - Mestrado em Promoção da Saúde – Maringá, Paraná henrinogaroto@gmail.com e ORCID: 0000-0002-6080-6319
3. FACINOR – Faculdade Intermunicipal do Noroeste do Paraná – Curso de Fisioterapia - Loanda, Paraná - glaukusbueno@hotmail.com e e ORCID: 0000-0002-5190-9033
4. UniCesumar - Mestrado em Promoção da Saúde – Maringá, Paraná e ICETI- Instituto Cesumar de Ciência Tecnologia e Inovação ely.massuda@unicesumar.edu.br e ORCID: 0000-0002-7485-5066

Abstract

The ubiquitous presence of mobile phones in the context of work triggers a new kind of user that can act at distance and for more frequently with these technologies. The ergonomic, contextual and social caracteristics are important for the complaints and pathologies associated to the intensive use of smartphones, speciallu with the increase of cervicalgia reports. This chapter presents a literature review about the relationship between the worker and the use of the smartphone and the state of the art of systems that can identify the user's time and posture while they interact with these technologies. Methodology: a non-systematic literature review about the relation between the use of mobile devices and the worker's health.Results: an overview about the consequences of the interaction with the smartphone by workers is presented. The literature highlights the main health problems that workers deal when interact with computer technologies, such as PC. When talking about the smartphone, young users are highlithed as the main affected group. We describe some systems developed with the purpose to identifying the time and posture of the users while they type, but these systems are more result of experimental and laboratorial research and not open to the general community. Keywords: occupational health, smartphone; human activity recognition

Resumo

A presença constante de dispositivos móveis no contexto do trabalho condiciona um novo usuário que atua a distância e interage por mais tempo com essas tecnologias. Características ergonômicas, contextos sociais e econômicos são responsáveis pelo aumento de queixas e de patologias associadas ao uso mais intenso de smartphones, principalmente o aumento de relatos de cervicalgia. Este capítulo tem por objetivo apresentar revisão de literatura sobre a relação entre trabalhador e o uso do smartphone e o estado da arte de sistemas que podem ser criados para identificar tempo e postura do usuário enquanto interage com essas tecnologias. Metodologia: pesquisa de revisão de literatura não sistemática sobre a relação entre dispositivos móveis e saúde do trabalhador. Resultados: um panorama das consequências do uso indiscriminado do smartphone por trabalhadores é apresentado. A literatura destaca os principais sintomas que acomentem os trabalhadores que lidam com tecnologias informáticas, porém focam mais nos computadores do tipo PC. Quando falam do smartphone, apresentam, em sua maioria, as consequências para a população mais jovem. Apontamos por fim alguns sistemas que foram desenvolvidos com o intuito de identificar o tempo e a postura no uso do mesmo, mas não estão abertos à comunidade em geral e são pesquisas mais experimentais e laboratoriais. Palavras chave: saúde do trabalhador, smartphone; sistema de reconhecimento de atividades

3. Introdução

Nos primeiros minutos do filme "2001: uma odisseia no espaço" de Stanley Kubrick, lançado em 1968, assistimos hominídeos dominando uma ferramenta (um osso) em suas mãos, manipulando-o para quebrar outros ossos e atacar indivíduos. Milhares de anos depois da suposta cena, vemos artefatos tecnológicos nas mãos das pessoas que são manipulados exaustivamente no contexto do trabalho. No prelúdio cinematográfico de Kubrick, "O alvorecer do homem", já percebemos as consequências sociais e perigosas da incorporação das tecnologias para a humanidade.

Atualmente, o uso frequente e intenso de dispositivos informáticos vem desencadeando novos problemas de saúde, que no contexto do trabalho, foram chamados por LER e DORT[5]. A saúde do trabalhador que lida com máquinas mudou do uso de uma ferramenta que se "extendia" das mãos para a inserção do computador no ambiente do trabalho e da configuração do espaço do escritório. Atualmente, em nossas mãos, não estão mais ossos, mas *smartphones*, incorporados cada vez mais nas dinâmicas do trabalho, de entretenimento e lazer. Algumas categorias profissionais parecem não se desvincular mais do uso constante e intenso dos smartphones.

Se o homem se curvava para lançar o osso na cena do filme, nesse momento se curva para a interação com o dispositivo numa posição chamada de "pescoço de texto" (Cuéllar and Lanman 2017). Partindo de uma percepção clínica, dentro de uma visão fisioterapêutica, percebemos que nos últimos anos há uma maior intensificação de síndromes dolorosas relacionadas ao segmento anatômico cervical, que vem do uso do dispositivo. Soma-se a isso a uma engenharia cognitiva aplicada no design de interface e interação dos dispositivos que condicionam cada vez mais o uso dos sistemas, sem que muitas vezes, o próprio usuário perceba o tempo que passa interagindo com esses aparelhos. Ao mesmo tempo, pesquisas se voltam para observar comportamento de usuários usando do próprio dispositivo, que pode alertar quando ele está usando por tempo ou postura inadequada. Essas intervemções que usam do próprio aparelho para alertar sobre os problemas de saúde podem ser inscritas no campo da *mHealth* ou saúde móvel. Mas, apesar de latentes, esses temas ainda são pouco explorados na literatura científica atual. Isso talvez se deva porque as consequências ainda estão sendo observadas, estamos inseridos no contexto e momento das transformações.

Compreender os reflexos sociais e para a saúde do emprego de tecnologias no ambiente do trabalho, particularmente da incorporação do smartphone nas atividades profissionais, norteam o tema deste capítulo. Assim, nos questionamos: estariam os smartphones, e o seu uso mais intenso nos últimos anos, afetando significativamente a saúde do trabalhador? Que novo contexto social, econômico e cultural está impelindo o uso desse tipo de tecnologia nas práticas do trabalho? E por fim, após revisão de literatura não-sistemática: Quais sistemas podem ser criados que ajudam a identificar tempo e postura do usuário quando interage com essas tecnologias?

5. De maneira literária, descreve-se a sigla LER como Lesões por Esforço Repetitivo em decorrência da prática trabalhista, assim como, DORT discriminando Doenças Ocupacionais Relacionadas ao Trabalho. As LER e DORT relacionam-se com patologias osteomusculares decorrentes ou recorrentes à sobrecarga de horas trabalhadas ou com a falta da organização ergonômica do ambiente de trabalho, assim como, a manutenção de posturas por longos períodos, ocasionando o afastamento do trabalhador de suas funções, para recuperação necessária devido às consequências decorrentes da patologia previamente ou atualmente manifestada, levando à incapacidade trabalhista temporária ou persistente (Augusto et al. 2008). LER e DORT manifestam-se em formas de processos inflamatórios, aumento da tensão muscular, dores agudas e crônicas, limitações de movimentos e comprometimento das atividades de vida diária do indivíduo atingido, decorrentes da sobrecarga de horas trabalhadas sem a devida pausa para a recuperação tecidual, excessivamente utilizada, seja através da realização de movimentos repetitivos, suporte de cargas ou manutenção de posturas por longos períodos de tempo (Santos et al. 2010).

3.1 Dores laborais: o trabalhador de cabeça baixa

Com a introdução da informática e a inclusão de inúmeros processos aos meios digitais, vimos claramente a necessidade do trabalhador estar conectado às redes corporativas ou sociais. O que nota-se é uma evolução das síndromes posturais que anualmente demandam gastos excessivos dos sistemas de saúde com o tratamento muitas vezes inespecífico, assim como, provocam altos prejuízos financeiros às instituições devido ao afastamento por longos períodos, dos trabalhadores (Alécio Barbosa et al. 2007).

Para contextualizar, cabe lembrar que de acordo com Freitas et al. (2015), atualmente as doenças ocupacionais evoluem, dentro do âmbito da saúde coletiva, de maneira intensa, como exemplo no Brasil, causando um aumento dos gastos financeiros para o estado, além de transtornos sociais. Doenças do sistema osteomusculares aparecem entre as principais causadoras do aumento de benefícios concedidos pelo Instituto Nacional do Seguro Social (INSS).

Pastre et al. (2007) descrevem que os sintomas decorrentes do acometimento pelas LER e DORT trazem consequências psicológicas, sociais e motoras, resultando em diminuição da produtividade do trabalhador, necessidade de acompanhamento clínico, aumento da demanda de atendimento na área da saúde e em consequência maior, o afastamento por longos períodos da atividade exercida, o que ocasiona grandes perdas para a economia anualmente. As lesões atingem geralmente, os membros superiores, a região escapular em torno do ombro e a região cervical, mas, podem também acometer membros inferiores e, frequentemente, são causas de incapacidades laborais temporárias ou permanentes (Lelis et al. 2012).

Cerca de uma década atrás, a grande preocupação da saúde no que diz respeito ao uso do celular era o câncer, tais como tumores cerebrais ou neuroma acústico. Atualmente, os padrões de exposição mudaram muito e as pesquisas ainda não apresentam resultados tão conclusivos. A presença dos celulares nas mãos e bolsos retiraram a suspeita e o medo da proximidade do aparelho da cabeça e do cérebro. Hoje, os smartphones não são utilizados apenas para falar e ouvir, mas sim, com uma interação mais intuitiva através da tela sensível ao toque [Kakihara and Sorensen 2002].

A literatura também aponta consequências psicológicas do uso do smartphone. Elhai et al. (2018) em seus estudos apresentam conclusões quanto à influência do uso do smartphone em quadros de ansiedade e outras síndromes relacionados aos comportamentos psicossociais de adolescentes, que utilizam precocemente desse tipo de dispositivo no dia a dia e durante um longo período de tempo, inclusive, em períodos de descanso. Prejuízos à visão também foram relatados por *Lin et al.* (2017), onde em estudo de células da retina de ratos in vitro, expostas a iluminação simulada de um smartphone, evidenciou o comprometimento destas células. Já Fossum et al. (2014) discutem também sobre os problemas da utilização do smartphone na hora de dormir, atrasando a hora de descanso, sintomas de insônia e sonolência durante o dia.

Especialistas de outras áreas, a exemplo da dermatologia, afirmam que o excesso do uso da tecnologia móvel é responsável por sintomas relacionados è pele do pescoço e região da face. Para eles, a postura do pescoço em flexão adotada pelos usuários ("*text neck*" ou "pescoço de texto"), aumenta em cerca de 22 quilos o peso suportado por toda a estrutura anatômica do crânio e pescoço. Essa postura aumenta ou acelera o aparecimento de rugas na face, pescoço e colo precocemente, antes observadas a partir dos 40 anos de idade para os atuais 25 anos (Damasceno et al. 2018; Dayan et al. 2013; Hyun et al. 2015).

Quanto à incidência de lesões musculoesqueléticas, de mão, punho, antebraço, braço e pescoço lembramos que elas aumentaram em todo o mundo devido à prolongada utilização e uso repetitivo de dispositivos móveis (smartphones). Movimentos sustentados e repetitivos com o polegar e dedos foram identificados como fatores de risco que podem levar a distúrbios do polegar e musculatura no antebraço (Sharan et al. 2014). Os autores lembram que durante a digitação das mensagens de texto no teclado do smartphone, o polegar realiza movimentos em extensão, flexão, abdução-adução e oposição. Esses movimentos ocorrem simultaneamente em três dimensões, e como resultado, esta postura do polegar que

trabalha perto da extrema amplitude de movimento foi talvez o principal fator desencadeante para o desenvolvimento de tendinose de extensor longo do polegar como relatado em seu estudo.

Estudos ainda examinaram os efeitos adversos das mensagens de texto para a acidentes de trânsito, comportamentos sedentários, o vício da Internet e, questões de desenvolvimento psicossocial, podem estar associadas à duração e/ou frequência de envio de mensagens de texto (Caetano et al. 2010; Gold et al. 2015; Kim and Kim 2015).

Também de acordo com Madeleine et al.(2016), os distúrbios do pescoço e ombro são comuns com a utilização da tecnologia móvel devido à hiperativação da musculatura de ombro e trapézio superior. Dores no pescoço e ombro são relatadas por trabalhadores que utilizam este tipo de tecnologia no trabalho, assim, em resultados obtidos, observa-se que a presença da dor cervical desta população manifestou-se em uma porcentagem de 90% dos indivíduos estudados, com presença do quadro álgico nos últimos 12 meses. Já Aly el al. (2015) estabelecem também uma prevalência de distúrbios relacionados à cervical com a utilização atual de dispositivos móveis o qual afirma que o uso destes dispositivos mantendo uma postura desfavorável ao segmento cervical, manifestam sintomas de fadiga muscular, dor associada devido à ergonomia incorreta, porém, necessária para o trabalho com estes. Embora focando na população mais jovem (crianças), os autores descrevem que os ângulos alterados durante o manejo destes equipamentos, quando observamos os segmentos cabeça e pescoço, são maiores do que antes, quando a maior utilização se dava pelos computadores e notebooks, descrevendo, assim, que a postura em flexão da cervical é o fator ergonômico mais importante observado dentre estes indivíduos.

Posturas contínuas em flexão do pescoço, aumento da necessidade visual de leitura das telas dos *smartphones*, as quais, fogem do tamanho adequado para uma boa acuidade visual, levam ao estresse ou stress muscular deste segmento ocasionando síndromes tensionais, alterações posturais e instalação de alterações de maior comprometimento, como a protusão discal e o acometimento do trato nervoso do membro superior, desencadeando, inclusive, incapacidade motora deste segmento em conjunto com a cervicalgia (Korhonen 2003).

Sharan et al. (2014) apresentam o contexto de que a incidência de acometimentos osteomusculares na mão, antebraço, pulso e cervical aumentaram em grande escala mundial decorrentes do uso excessivo de dispositivos móveis. O uso do dispositivo se tornar rotineiro e, muitas vezes, abusivo, pode levar a lesões musculoesqueléticas importantes, como nas mãos e punhos. Os sintomas podem ser expressos em várias áreas do corpo e afetam a qualidade de vida, causando dificuldades na realização de tarefas e atividades da vida diária (AVD) profissionais.

A posição da cabeça baixa para visualizar a tela do dispositivo, descrita por Kang et al. (2012), provoca uma curvatura anterior exagerada nas vértebras cervicais inferiores e posterior da vértebra torácica superior para manter o equilíbrio. Jonsson et al. (2011) acrescentam que essa atividade repetitiva e prolongada expõe também os polegares e dedos a tensões de funcionamento que vão além da sua função pretendida, e que possam gerar transtornos de dor e alterações musculoesqueléticos nos polegares associados às articulações. Essa postura pescoço para a frente sustentada pode causar prejuízo para a estrutura da coluna cervical e lombar, bem como ligamentos (Kim et al. 2012). Cabe lembrar que o principal fator de risco para que ocorram distúrbios na coluna vertebral são os hábitos posturais inadequados durante as atividades de vida diária (Goulart et al. 2016). Assim, surge também um novo termo, "Cotovelo de *smartphone*" para se referir à conhecida síndrome do túnel cubital. Os dois maiores fatores de risco controláveis são as prolongadas posições em flexão do cotovelo, numa angulação maior do que 90°, gerando pressão diretamente sobre o nervo ulnar que passa em torno do lado inferior do cotovelo. A Flexão do cotovelo comprimida a 90° por um período prolongado vai estender o nervo ulnar em 8% -15%. Para agravar o problema, durante o uso do smartphone o cotovelo fica apoiado e flexionado em uma mesa ou em um carro, o que leva a compressão nervosa direta (Halloran 2015).

Observou-se também uma correlação entre artrite e tendinite do polegar devido ao elevado volume de envio de mensagens de texto via smartphone (Lee et al. 2015).

No trabalho realizado por Jonsson et al. (2011) observou-se que os polegares não foram feitos para executar movimentos repetidos, isso pressiona de forma contundente suas estruturas. Essa ação sustentada, prolongada, repetitiva, faz com que o polegar e os dedos se movam rapidamente, usando esses pequenos espaços de digitação e isso aumenta a tensão nos músculos e tendões, exacerbando o risco de tendinite do polegar. Também rotulada como "*Nintenditis*, polegar de Blackberry e dedo de Ipod". Já Liand e Hwand (2016) expõem que há uma grande diversidade de estilos de digitação e posturas corporais entre os usuários de smartphones, que preocupam por várias razões. Em primeiro lugar, cada postura é atribuída a diferentes exposições ergonômicas e riscos musculoesqueléticos. Em segundo lugar, o projeto de aplicativos ou monitores de tela variam de acordo com as preferências.

Kang et al. (2012) afirmaram que a manutenção da cabeça para a frente em períodos de digitação e por longos períodos de tempo pode causar lesões musculoesqueléticas, tais como "síndrome cruzada superior" que envolve pela redução da lordose da cervical inferior, em conjunto com cifose das vértebras torácica superior. Ainda relata que tal postura provoca encurtamento das fibras musculares ao redor da articulação atlantooccipital e alongamento excessivo dos músculos ao redor das articulações, podendo gerar dor de garganta crônica.

Sobre os ombros, Abdelhameed e Abdel-Aziem (2016) também afirmam em seu estudo que o uso prolongado do touchscreen dos smartphones pode aumentar o risco do desenvolvimento de sintomas relacionados à cervical e do segmento ombro, correlacionando ainda que a utilização frequente desta tecnologia por jovens, como vem sendo observada cada dia mais na atualidade, pode trazer sérios prejuízos ao desenvolvimento da mecânica corporal desta população a longo prazo, pois, de acordo com o desenvolvimento físico em que estes se encontram, a utilização ou sobrecarga de determinados segmentos, como é o caso da cervical, ocasionará lesões crônicas futuras e de grande sintomatologia clínica. Os autores afirmam ainda que em estudos epidemiológicos recentes, foram observadas uma prevalência de distúrbios relacionados ao ombro em uma taxa de 46-52% e de 68% a prevalência de sintomas relacionados à cervical.

Nessa mesma concepção Lee; Lee e Park (2015) descrevem que a área visual de um smartphone, que tem uma tela menor do que a de um computador normal, requer que o usuário flexione mais seu pescoço, aumentando deste modo a atividade dos músculos do ombro. O ângulo da cabeça em relação ao corpo de uma pessoa que olha para uma tela pequena é maior do que o usuário de uma tela maior, por exemplo, monitor de computador. Como consequência dessa tela pequena, a pessoa tem que flexionar ainda mais o seu pescoço. Para manter o pescoço equilibrado, os músculos extensores são ativados, aumentando, assim, a carga colocada sobre os músculos eretores cervicais, da coluna vertebral e Trapézio. A longo prazo, a má postura pode danificar não apenas os segmentos ósseos do pescoço (cervical) e das estruturas em volta das vertebras lombares, mas também seus ligamentos.

Ainda que esses estudos associem o uso do smartphone com distúrbios osteomusculares, Gustafsson et al. (2017) lembram que a literatura publicada apenas atuou na observação, estudo de casos e pequenos estudos experimentais ou transversais, evidenciando, desse modo, a necessidade de uma investigação de maior profundidade desta relação, pois a tendência mundial da utilização da tecnologia móvel tende a crescer grandemente nos próximos anos. Assim, a tecnologia móvel, nesse caso, será condicionadora desse comportamento e postura do usuário. Ao mesmo tempo, pesquisadores estão utilizando o próprio dispositivo para tentar identificar a postura, o tempo e a forma de interação com o usuário. No próximo tópico iremos apresentar um panorama das tecnologias móveis (tanto harware quanto software) que permitem identificar a postura, quantidade e qualidade da digitação (texting).

3.2 Sistemas para identificação de postura e digitação

Com o avanço da eletrônica e da computação, os smartphones passaram a ser abarcados por diversos sensores, a combinação e a leitura dos dados desses sensores permitem inferir o que o usuário está fazendo em um determinado momento. Para essa área de estudo, do emprego de tecnologias para identificar a atividade do usuário, foi dado o nome de Reconhecimento de Atividades Humanas ou *Human Activity Recognition* (HAR).

O reconhecimento das atividades físicas do indivíduo usando sensores embutidos nos smartphones, por exemplo, permitiu muitas aplicações em diferentes áreas, tais quais: segurança, entretenimento e saúde (Saputri et al. 2014). O interesse é o de se aproveitar dos dispositivos que estão sempre presentes nos bolsos e sua capacidade de processamento e de envio dos dados (Capela et al. 2016; Lemaire et al. 2015). Na maioria dos estudos atuais, os dados dos sensores recolhidos para reconhecimento das atividades são analisados e processados em sua forma offline, ou seja, sem transmitir os dados a longa distância. Isso significa que usuários portando smartphones podem estar sendo monitorados por profissionais em tempo real e que assim conseguem inferir sobre: onde ele está, como ele está e o que está fazendo em um determinado momento.

É possível reconhecer, com base nos dados dos smartphones, detalhes sobre a atividade que o usuário realiza (Ex: caminhando, sentado, digitando, correndo). Outras atividades que podem ser inferidas pela combinação dos sensores são: cozinhar, tomar um banho, praticar exercícios físicos de baixo nível.

Inicialmente, sensores de movimento vestíveis (wearable) foram usados para reconhecer diferentes atividades físicas. Os chamados apps fitness (aplicativos fitness) conseguem calcular aproximadamente a quantidade de passos dados e estimar calorias consumidas. Esses apps são bastante utilizados por profissionais do esporte e amadores. Contudo, somente o reconhecimento da distância percorrida pelo usuário, representa apenas uma parcela da infinidade de aplicações que se abrem com a incorporação de diversos sensores de naturezas diferentes nos *smartphones* (Shoaib et al. 2015).

Devido a todo esse complexo tecnológico disponível é uma surpresa constastar que poucas pesquisas e sistemas foram desenvolvidos para identificar a postura (angulação da cabeça, ou estilo de digitação do individuo) e que estejam voltadas a aplicações no campo da saúde. Por exemplo, smartphones comerciais atuais de diversos modelos sinalizam que o aumento do volume do som (quando inseridos fones de ouvido) e informam que essa ação pode afetar negativamente o ouvido humano. Assim, o usuário também é avisado quando aumenta o brilho da tela e informado sobre malefícios de uma tela muito brilhante próximo aos olhos. No entanto, desconhecem-se sistemas que sinalizam quando o usuário está digitando por muito tempo ou que está digitando da forma "inadequada".

Até o momento, vários métodos de reconhecimento de atividade física têm sido empregados por meio de sensores. Por exemplo, os pesquisadores Cho, Kim e Kim (2012) propuseram um método de reconhecimento das seguintes atividades realizadas em ambientes fechados, tais como: caminhar, subir escadas, descer escadas, correr e parar. Os pesquisadores usaram características de orientação dadas pelos sensores de movimento e um vetor de classificação para obter 98,26% de "recognition rate" (ou taxa de precisão e acerto no reconhecimento). A aplicação desse sistema, segundo indicado na pesquisa, serve para identificar as características dos ambientes e avaliar a forma como os usuários se deslocam dentro de um determinado local. Uma perspectiva similar foi sugerida por Su, Tong e Ji (2014) quando avaliaram 4 algoritmos de Aprendizado de Máquina (Machine Learning) usando acelerômetro e o giroscópio, para reconhecer sete atividades (caminhada, corrida, escalada, descer escadas, subir escadas, ciclismo e quando o usario estava parado).

Capela et al. (2016) utilizaram um grupo de 15 pessoas com mobilidade física normal e um outro grupo de 15

pessoas com desvios de marcha (que sofreram acidente vascular encefálico). Os participantes de ambos os grupos foram convidados a executar uma série consecutiva de tarefas (de mobilidade e de atividades de vida diária) portando um smartphone acoplado à cintura e para coletar os dados foi utilizado o acelerômetro e o giroscópio do próprio dispositivo. Os resultados mostraram que o reconhecimento do que os usuários faziam, usando o sistema descrito, teve sucesso na diferenciação entre os indivíduos saudáveis e os indivíduos com acidente vascular encefálico.

Woo et al. (2016) confirmam que as pesquisas recentes não estão apenas informando sobre como os usuários estão interagindo de forma direta com o smartphone, mas também estão evidenciando suas posturas corporais e a sua mobilidade. Um exemplo é o estudo de Chiu et al. (2017) que fizeram uso de um smartphone acoplado ao corpo na posição vertical, usando uma braçadeira de exercício, com a tela voltada para frente. Os dados de aceleração foram utilizados para representar o desempenho do controle postural. Usando a câmera frontal do dispositivo e acelerômetro tivo Lee, H. et al (2013) criaram metodologia para monitorar a postura do usuário estimando o ângulo da cabeça e do pescoço. A câmera também foi usada por Lawnont et al (2018) para detecção de imagem associada ao sensores de rotação. Os dados dos sensores e câmera eram usados para calcular o ângulo do pescoço. Os resultados mostraram que o algoritmo de cálculo do sistema não diferia do método fotogramétrico, proposto como um método para medir o ângulo de inclinação do pescoço. Assim, os autores propõem um sistema que inclui a detecção e classificação da postura do usuário quanto à angulação do seu pescoço para aumentar a consciência e promover uma melhor postura com a intenção de prevenir a síndrome do pescoço de texto em usuários de smartphone. No entanto, cabe lembrar, que esse sistema aparentemente ainda não está disponível para download pelos usuários.

Quanto aos estilos de digitação, Goel, Wobbrock e Patel (2012) desenvolveram um sistema que identifica e detecta a posição da mão em contato com o dispositivo e a quantidade de pressão que um usuário exerce sobre a tela. Denominado como GripSense, o sistema foi utilizado por 10 participantes e diferenciou com precisão (99,7%) o uso do dispositivo em uma mesa versus na mão do próprio usuário. Quando na mão, o sistema conseguiu inferir sobre a forma como a mão segura o aparelho com a precisão de 84,3%. Além disso, o GripSense distinguiu três níveis de pressão exercidos pelo toque dos dedos na tela com 95,1% de precisão.

Uma análise de usabilidade do GripSense foi conduzida em três aplicações personalizadas e mostrou que a entrada de pressão e a sensação de posição da mão pode ser útil em uma série de cenários, o que confirma a importância de detectar esses níveis de pressão dos dedos para se elaborar interfaces mais acessíveis, que exijam menos força de toque do usuário. O Gripsense poderia sinalizar ao usuário o tempo de uso do aparelho, mas lembramos que essa não era a intenção inicial do projeto descrito.

O interesse é conhecer essa dimensão entre o toque físico com a tela do smartphone, que em muitas situações são feitas de maneira inconsciente, indiscriminada, sem preocupação com o tempo de digitação, posição das mãos e até mesmo com a postura do próprio corpo. Compreender como o usuário interage (digita) permite elaborar estratégias para que ele crie uma consciência situacional e postural. Assim, pode-se diminuir incidências de lesões que possam ser acarretadas dessa interação, promovendo saúde e bem-estar para esses usuários que interagem cada vez mais com os smartphones.

Além do GripSense, outras pesquisas conseguiram com sucesso identificar a forma como os usuários tocam e interagem sobre a tela touchscreen do smartphone (Azenkot and Zhai 2012; Goel et al. 2012). Mourcou et al. (2016) mostra que os pesquisadores criaram um sistema chamado de iProprio, concebido para se mensurar a postura, a fim de melhorar a função proprioceptiva (de equilíbrio) do corpo. Embora os exercícios proprioceptivos tenham demonstrado efeitos benéficos na coordenação e no equilíbrio do corpo humano, o sentido de posição articular do corpo ainda não é fácil de se mensurar e o próprio indivíduo tem dificuldade de corrigir sua postura. Assim, o iProprio utiliza sensores inerciais no smartphone, comunicação sem fio e, auxiliado pelo comando de voz, mede o senso de posição corporal e fornece um biofeedback vibrátil para os usuários.

Em uma perspectiva similar ao do iPropio, Afzal et al. (2016) desenvolveram um sistema de treinamento de equilíbrio que também é baseado no biofeedback. Esse sistema foi usado para fornecer informações sensoriais comprometidas para os indivíduos, a fim de recuperar sua função sensório-motora. O estudo forneceu um mo-

delo de biofeedback multimodal para o treinamento do equilíbrio por meio da utilização de sensores nas modalidades visuais e táteis. O sistema proposto consiste em um smartphone fixado à cintura do usuário para fornecer informações sobre a inclinação do tronco. Um computador pessoal foi usado simultaneamente para executar um software direcionado a processar os dados do smartphone e fornecer *biofeedback* visual ao sujeito, por meio de um monitor e um dispositivo Phantom Omni® para biofeedback tátil. Para a análise experimental do sistema, onze jovens saudáveis participaram do estudo. Eles realizavam tarefas de equilíbrio e assumiam duas posturas distintas durante 30 segundos cada. Para ambas posturas, os sujeitos estavam em uma plataforma de espuma que proporcionou uma certa instabilidade no solo.

Esses sistemas podem oferecer métodos de treinamento mais personalizados e, portanto, fornecer aos terapeutas e aos usuários, uma solução no controle do equilíbrio corporal. Outra perspectiva apontada é o uso desses sistemas para populações que possuem doenças e limitações mais severas de mobilidade.

É o caso do estudo de Pan et al. (2015) em que se desenvolveu um aplicativo móvel para coletar dados de movimentos relacionados a indivíduos com Doença de Parkison (DP). A avaliação mostrou que o "PD Dr" pode efetivamente capturar e mensurar importantes características de movimento que diferenciam a gravidade e o estágio da DP. Assim, é possível identificar sintomas críticos como tremor, dificuldade da marcha e sensibilidade. Segundo os pesquisadores, o sistema é simples, fácil de usar e economicamente acessível.

Perspectivas do uso do smartphone para o reconhecimento da postura e de atividades de vida diária simples ou complexas dos usuários, associadas aos sensores usados pelo corpo, no ambiente e nos próprios dispositivos, são evidenciadas e confirmadas pelos pesquisadores (Almashaqbeh et al. 2014; Lee, C.-C. et al. 2013; Roy et al. 2016). Esse campo de pesquisa não teria se beneficiado se não fosse o processo de convergência de sensores que o smartphone sofreu nos últimos anos.

Por fim, algumas pesquisas associam a postura, tempo e forma de digitação com o estado afetivo do usuário. Ghosh et al. (2017) questionaram participantes online para entender o habito de digitação nos smarpthones e coletaram feedback de paramentros sobre suas emoções enquanto digitam. Os resultados permitiram aos autores criar um sistema de detecção de emoção chamado de TapSense, que procura identificar quatro diferentes estados emocionais (feliz, triste, estressado ou relaxado) com nível de acurácia de 73% baseado no estilo de digitação do usuário. Os resultados mostraram também que entre diferentes configurações, a velocidade de digitar foi o mais discriminativo. Outras pesquisas, como a de Bogomolov et al. (2014) associam os dados da interação do usuário ao *smartphone* com outros indicadores (condições climáticas e de personalidade) para reconhecer momentos de estresse.

3.3. Conclusão

O capítulo buscou apresentar novo contexto social, econômico e cultural que impele o uso do smartphone nas práticas do trabalho. Vimos na literatura que problemas musculoesqueléticos devido ao uso frequente (e viciante) do *smartphone* já são documentados, porém voltados à população mais jovem e poucos estudos se dedicam a pensar nessa relação nas categorias profissionais. Quando o faz, trabalham com dispositivos informáticos diversos (PCs e notebooks). Essa questão começa se alertar como problema de saúde pública e coletiva e ações de prevenção devem ser resolvidos através da cognição social e intervenção, educação terapêutica física e de intervenção para educar as pessoas sobre posturas corretas. A consciência da postura e tempo de interação é essencial para garantir comportamento saudável e qualidade de vida para um perfil de trabalhador que é móvel e nômade.

Parece-nos ser tendência irreversível o uso do smartphone no contexto do trabalho e diversas atividades profissionais já nascem com a necessidade de mediação do dispositivo. A avaliação interdisciplinar dos prejuízos para a saúde do trabalhador baseia-se em dois planos de análise: aquele que observa as relações interpessoais ou próprias nos ambientes de trabalho, e, aquele que prioriza a avaliação dos riscos físicos deste ambiente, consequentes dos processos de produção trabalhista ou pelas funções exercidas pelos trabalhadores. Vimos que *smartphones* fundem esses dois aspectos: são usados para o contexto social e para realizar atividades que são inerentes ao trabalho. Assim, vimos na revisão de literatura que características físicas dos instrumentos de trabalho, bem como, da pressão psicológica decorrente da cobrança dos meios de produção ou produtividade pelo trabalhador, afetam sua qualidade de vida. Quanto ao uso do smartphone no contexto do trabalho, a novidade do meio de comunicação e as negociações sobre os limites do seu uso nesse contexto ainda são negociadas.

Por fim, propostas de educação à saúde podem se beneficiar de sistemas *mHealth* que sinalizam ao usuário trabalhador o tempo e as posturas inadequadas. Vimos que essas pesquisas ainda são experimentais e não estão disponíveis para o usuário comum. Ficamos surpresos de não identificarmos tantas propostas que promovam uma educação postural e de tempo com o uso do próprio dispositivo e dos sensores embarcados nele, os aplicativos estão mais voltados para a identificação da postura, sem focar na educação postural. O acometimento de problemas de saúde do trabalhador que usa smartphone precisa ganhar mais atenção global.

Nesse alvorecer do homem que lida cotidianamente com os dispositivos móveis, podemos, assim como no filme de Kurbick, especular sobre o completo domínio da tecnologia sob o corpo do homem, que depois, passa a ser vítima das suas invenções técnicas. O contexto e os problemas relatados pelo uso intenso do smartphone nos remete a essas inversões e às promessas de que, mediados pela tecnologia, tornaremos nossas vidas mais fáceis. É ingênuo pensar, então, que os atuais sistemas competitivo e de constrições econômicas não iriam desencadear, numa sociedade ansiosa e cansada, problemas de saúde. Portanto, buscar soluções que orientem e alertem esse usuário é um caminho para a promoção da saúde e da qualidade de vida dos trabalhadores nômades e globais.

Considerações Finais

Este capítulo se inscreve no eixo da saúde do trabalhador e mais particularmente no campo da *mHealth* (saúde móvel) ao investigar a relação entre dispositivos móveis e saúde. O texto busca, por meio de uma revisão de literatura não sistemática apresentar um panorama da relação entre trabalhadores e o uso dos smartphones, suas motivações, frequências e sintomas que os acometem. Quanto a essas consequências focou-se nas musculoesqueléticas. Os smartphones apresentam múltiplas funcionalidades o que aumenta a propensão ao uso cotidiano e intenso. Condições econômicas e contextos diversos estão impelindo a mais categorias profissionais de utilizar o dispositivo como mediador dos afazeres laborais. Ainda que a qualidade dessa interação mereça atenção do campo da saúde, o próprio aparelho é dotado de sensores e da capacidade de processamento que permitem monitorar o tempo, a postura e a qualidade de interação com ele. Por fim, apresentamos também alguns caminhos referentes ao uso do próprio disposivio como mediador no processo de reconhecer o tempo e a postura do usuário enquanto interage com o dispositivo.

Referências

Abdelhameed, A. A. and Abdel-aziem, A. A. (dec 2016). Exercise training and postural correction improve upper extremity symptoms among touchscreen smartphone users. Hong Kong Physiotherapy Journal, v. 35, p. 37–44.

Afzal, M. R., Oh, M.-K., Choi, H. Y. and Yoon, J. (dec 2016). A novel balance training system using multimodal biofeedback. BioMedical Engineering OnLine, v. 15, n. 1, p. 42.

Almashaqbeh, G., Hayajneh, T., Vasilakos, A. V. and Mohd, B. J. (oct 2014). QoS-aware health monitoring system using cloud-based wbans. Journal of Medical Systems, v. 38, n. 10, p. 121.

Aly, S. M., Eid, M. A., Khaled, O. A. and Ali, M. S. (2015). Effect of using tablet computer on myoelectric activity of wrist and neck muscles in children. International Journal of Current Research, v. 7, n. 11, p. 23194–23201.

Assunção, A. Á. (2003). Uma contribuição ao debate sobre as relações saúde e trabalho. Ciência & Saúde Coletiva, v. 8, n. 4, p. 1005–1018.

Augusto, V., Sampaio, R., Tirado, M., Mancini, M. and Parreira, V. (2008). Um Olhar Sobre as LER/DORT no Contexto Clínico do Fisioterapeuta. Rev Bras Fisioter., v. 12, n. 1, p. 49–56.

Azenkot, S. and Zhai, S. (21 sep 2012). Touch behavior with different postures on soft smartphone keyboards. In Proceedings of the 14th international conference on Human-computer interaction with mobile devices and services - MobileHCI '12. . ACM Press. http://dl.acm.org/citation.cfm?id=2371574.2371612, [accessed on Apr 29].

Barbosa De Oliveira, L., Guimarães Da Costa, E., Alves Baptista, E. and Rocha, J. T. (2015). Efeitos da Tecnologia Móvel sobre a Qualidade de Vida no Trabalho Effects of Mobile Technology on Quality of Work Life. Revista Gestão & Tecnologia, v. 15, n. 2, p. 161–185.

Barbosa, M. do S. A., Santos, R. M. Dos and Trezza, M. C. S. F. (oct 2007). A vida do trabalhador antes e após a Lesão por Esforço Repetitivo (LER) e Doença Osteomuscular Relacionada ao Trabalho (DORT). Revista Brasileira de Enfermagem, v. 60, n. 5, p. 491–496.

Bogomolov, A., Lepri, B., Ferron, M., Pianesi, F. and Pentland, A. (Sandy) (2014). Daily Stress Recognition from Mobile Phone Data, Weather Conditions and Individual Traits. In Proceedings of the ACM International Conference on Multimedia - MM '14. . ACM Press. http://dl.acm.org/citation.cfm?doid=2647868.2654933.

Caetano, V. C., Cruz, D. T. Da and Leite, I. C. G. (2010). Perfil dos pacientes e características do tratamento fisioterapêutico aplicado aos trabalhadores com LER/DORT em Juiz de Fora, MG. Fisioterapia em Movimento, v. 23, n. 3, p. 451–460.

Capela, N. A., Lemaire, E. D., Baddour, N., et al. (dec 2016). Evaluation of a smartphone human activity recognition application with able-bodied and stroke participants. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, v. 13, n. 1, p. 1–10.

Chiu, Y.-L. L., Tsai, Y.-J. J., Lin, C.-H. H., Hou, Y.-R. R. and Sung, W.-H. H. (feb 2017). Evaluation of a smartphone-based assessment system in subjects with chronic ankle instability. Computer Methods and Programs in Biomedicine, v. 139, p. 191–195.

Cho, J., Kim, J. T. and Kim, T. (2012). Smartphone-based human activity classification and energy expenditure generation in building environments. SHB2012 - 7th International Symposium on Sustainable Healthy Buildings, Seoul, Korea, n. May, p. 1–9.

Cuéllar, J. M. and Lanman, T. H. (2017). "Text neck": an epidemic of the modern era of cell phones? Spine Journal, v. 17, n. 6, p. 901–902.

Damasceno, G. M., Ferreira, A. S., Nogueira, L. A. C., et al. (2018). Reliability of two pragmatic tools for assessing text neck. Journal of Bodywork and Movement Therapies, v. 22, n. 4, p. 963–967.

Dayan, S. H., Arkins, J. P. and Chaudhry, R. (2013). Minimally Invasive Neck Lifts Have they Replaced Neck Lift Surgery? Facial Plastic Surgery Clinics of North America, v. 21, n. 2, p. 265+-265+.

Elhai, J. D., Levine, J. C. and Hall, B. J. (2018). The relationship between anxiety symptom severity and problematic smartphone use: A review of the literature and conceptual frameworks. Journal of Anxiety Disorders, v. 62, n. October 2018, p. 45–52.

Fossum, I. N., Nordnes, L. T., Storemark, S. S., Bjorvatn, B. and Pallesen, S. (2014). The Association Between Use of Electronic Media in Bed Before Going to Sleep and Insomnia Symptoms, Daytime Sleepiness, Morningness, and Chronotype. Behavioral Sleep Medicine, v. 12, n. 5, p. 343–357.

Freitas, C. De, Alencar, M. do C. B. De, Lopes, V. L. and Souza, F. G. (2015). Perfil de sujeitos com transtornos dos tecidos moles atendidos em um serviço de saúde do trabalhador e as LER/DORT. Cadernos de Terapia Ocupacional da UFSCar, v. 23, n. 2, p. 305–312.

Ghosh, S., Ganguly, N., Mitra, B. and De, P. (oct 2017). Evaluating effectiveness of smartphone typing as an indicator of user emotion. In 2017 Seventh International Conference on Affective Computing and Intelligent Interaction (ACII). . IEEE. http://ieeexplore.ieee.org/document/8273592/.

Goel, M., Wobbrock, J. and Patel, S. (2012). GripSense: Using Built-In Sensors to Detect Hand Posture and Pressure on Commodity Mobile Phones. In Proceedings of the 25th annual ACM symposium on User interface software and technology - UIST '12. . ACM Press. http://dl.acm.org/citation.cfm?doid=2380116.2380184%5Cnhttp://dl.acm.org/ft_gateway.cfm?id=2380184&ftid=1294299&dwn=1&CFID=216938597&CFTOKEN=33552307.

Gold, J. E., Rauscher, K. J., Zhu, M., Rauscher Kimberly J. and Zhu, M. (2015). A validity study of self-reported daily texting frequency, cell phone characteristics, and texting styles among young adults. BMC Research Notes, v. 8, n. 120, p. 1–7.

Goulart, I. P., Teixeira, L. P. and Lara, S. (2016). Análise postural da coluna cervical e cintura escapular de crianças praticantes e não praticantes do método pilates. Fisioterapia e Pesquisa, v. 23, n. 1, p. 38–44.

Greenfield, A. (2006). Everyware: The Dawning Age of Ubiquitous Computing. 1st. ed. New York City: New Riders Publishing. v. 0

Gustafsson, E., Thomée, S., Grimby-Ekman, A. and Hagberg, M. (jan 2017). Texting on mobile phones and musculoskeletal disorders in young adults: A five-year cohort study. Applied Ergonomics, v. 58, p. 208–214.

Halloran, L. (sep 2015). Mobile Devices Can Be a Real Pain. The Journal for Nurse Practitioners, v. 11, n. 8, p. 832–833.

Hyun, M. Y., Li, K., Kim, B. J., et al. (2015). Novel treatment of neck wrinkles with an intradermal radiofrequency device. Annals of Dermatology, v. 27, n. 1, p. 79–81.

Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística - IBGE (2018). Pesquisa Nacional por Amostra de Domicílios Contínua 2012/2017.

Jonsson, P., Johnson, P. W., Hagberg, M. and Forsman, M. (apr 2011). Thumb joint movement and muscular activity during mobile phone texting - a methodological study. Journal of Electromyography and Kinesiology, v. 21, n. 2, p. 363–370.

Kakihara, M. and Sorensen, C. (2002). "Post-modern" Professionals' Work and Mobile Technology. New Ways of Working in IS: The 25th Information Systems Research Seminar in Scandinavia (IRIS25), p. 1–16.

Kang, J. H., Park, R. Y., Lee, S. J., et al. (2012). The effect of the forward head posture on postural balance in long time computer based worker. Annals of Rehabilitation Medicine, v. 36, n. 1, p. 98–104.

Kim, G. Y., Ahn, C. S., Jeon, H. W. and Lee, C. R. (2012). Effects of the use of smartphones on pain and muscle Fatigue in the upper extremity. Journal of Physical Therapy Science, v. 24, n. 12, p. 1255–1258.

Kim, H.-J. J. and Kim, J.-S. S. (2015). The relationship between smartphone use and subjective musculoskeletal symptoms and university students. Journal of Physical Therapy Science, v. 27, n. 3, p. 575–579.

Korhonen, T. (2003). Work related and individual predictors for incident neck pain among office employees working with video display units. Occupational and Environmental Medicine, v. 60, n. 7, p. 475–482.

Lawanont, W., Inoue, M., Mongkolnam, P. and Nukoolkit, C. (oct 2018). Neck posture monitoring system based on image detection and smartphone sensors using the prolonged usage classification concept. IEEJ Transactions on Electrical and Electronic Engineering, v. 13, n. 10, p. 1501–1510.

Lee, C.-C., Hsu, C.-W., Lai, Y.-M. and Vasilakos, A. (oct 2013). An enhanced mobile-healthcare emergency system based on extended chaotic maps. Journal of Medical Systems, v. 37, n. 5, p. 9973.

Lee, H., Choi, Y. S., Lee, S. and Shim, E. (2013). Smart pose: mobile posture-aware system for lowering physical health risk of smartphone users. In CHI '13 Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems on - CHI EA '13. . ACM Press. http://dl.acm.org/citation.cfm?doid=2468356.2468747.

Lee, S., Lee, D. and Park, J. (2015). Effect of the cervical flexion angle during smart phone use on muscle fatigue of the cervical erector spinae and upper trapezius. Journal of Physical Therapy Science, v. 27, n. 6, p. 1847–1849.

Lelis, C. M., Battaus, M. R. B., De Freitas, F. C. T., et al. (2012). Distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho em profissionais de enfermagem: revisão integrativa da literatura. ACTA Paulista de Enfermagem, v. 25, n. 3, p. 477–482.

Lemaire, E. D., Tundo, M. D. and Baddour, N. (dec 2015). Evaluation of a smartphone-based human activity recognition system in a daily Living environment. Journal of Visualized Experiments, n. 106.

Liang, H.-W. and Hwang, Y.-H. (1 feb 2016). Mobile Phone Use Behaviors and Postures on Public Transportation Systems. PLOS ONE, v. 11, n. 2, p. e0148419.

Lin, C., Wu, M., Li, C., et al. (2017). Periodic Exposure to Smartphone-Mimic Low-Luminance Blue Light Induces Retina Damage Through Bcl-2 / BAX-Dependent Apoptosis. Toxicological Sciences, v. 157, n. 1, p. 196–210.

Madeleine, P., Xie, Y., Szeto, G. P. Y. and Samani, A. (2016). Effects of chronic neck-shoulder pain on normalized mutual information analysis of surface electromyography during functional tasks. Clinical Neurophysiology,

Mourcou, Q., Fleury, A., Diot, B. and Vuillerme, N. (aug 2016). iProprio: a smartphone-based system to measure and improve proprioceptive function. In Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2016 IEEE 38th Annual International Conference of the. . IEEE.

Pan, D., Dhall, R., Lieberman, A. and Petitti, D. B. (mar 2015). A mobile cloud-based parkinson's disease assessment system for home-based monitoring. JMIR mHealth and uHealth, v. 3, n. 1, p. e29.

Pastre, E. C., Carvalho Filho, G., Pastre, C. M., et al. (nov 2007). Queixas osteomusculares relacionadas ao trabalho relatadas por mulheres de centro de ressocialização / Work-related musculoskeletal complaints by women in a social rehabilitation center. Cadernos de Saúde Pública, v. 23, n. 11, p. 2605–2612.

Pereira Junior, E. and Caetano, M. E. S. (2009). Implicações do Teletrabalho: um Estudo sobre a Percepção dos Trabalhadores de uma Região Metropolitana. Revista Psicologia: Organizações e Trabalho, 9, 2, jul-dez 2009, 22-31., p. 22–31.

Roy, N., Misra, A. and Cook, D. (feb 2016). Ambient and smartphone sensor assisted adl recognition in multi-inhabitant smart environments. Journal of Ambient Intelligence and Humanized Computing, v. 7, n. 1, p. 1–19.

Saffer, D. (2009). Designing for Interactions. Creating Innovative Applications and Devices. 2nd Editio ed. San Francisco-CA: New Riders.

Santos, C., Claudia, M., Cardia, G. and Luiza, M. (2010). Análise das limitações, estratégias e perspectivas dos trabalhadores com LER / DORT, participantes do grupo PROFIT – LER : um estudo de caso Analysis of the limitations, strategies and perspectives of the workers with RSI / WRMD, participants of the P. Ciênc. saúde coletiva, v. 15, n. 3, p. 821–830.

Saputri, T. R. D., Khan, A. M. and Lee, S.-W. (2014). User-Independent Activity Recognition via Three-Stage GA-Based Feature Selection. International Journal of Distributed Sensor Networks, v. 2014, p. 1–15.

Sharan, D., Mohandoss, M., Ranganathan, R., et al. (6 dec 2014). Musculoskeletal Disorders of the Upper Extremities Due to Extensive Usage of Hand Held Devices. Annals of Occupational and Environmental Medicine, v. 26, n. 1, p. 22.

Shoaib, M., Bosch, S., Incel, O., Scholten, H. and Havinga, P. (jan 2015). A Survey of Online Activity Recognition Using Mobile Phones. Sensors, v. 15, n. 1, p. 2059–2085.

Woo, H. C., White, P., Ng, H.-K. and Lai, C. W. K. (jul 2016). Development of kinematic graphs of median nerve during active finger motion: implications of smartphone use. PLOS ONE, v. 11, n. 7, p. e0158455.

Xing Su, Hanghang Tong and Ping Ji (jun 2014). Activity recognition with smartphone sensors. Tsinghua Science and Technology, v. 19, n. 3, p. 235–249.

4. M-HEALTH E SAÚDE MENTAL: PROMOÇÃO DE COMPORTAMENTOS SAUDÁVEIS POR MEIO DE APLICATIVOS DE SMARTPHONES

Thaís Branquinho Oliveira Fragelli, PhD [1]; João Guilherme Alves Moraes Leite [2], Graduando em Enfermagem; Luigi Marcel Pereira de Souza[2], Graduando em Enfermagem.

1. Professora Visitante do Departamento de Enfermagem da Universidade de Brasília, Campus Darcy Ribeiro, Brasília, DF, thaisfragelli@hotmail.com, ORCID: 0000-0001-9378-0066
2. Graduando de Enfermagem

Abstract

This chapter discusses a review aimed at identifying the behavioral change techniques included in mobile phone applications developed for the promotion of mental health. To achieve this goal, a search was carried out on the iOS, Android and NHS platforms with the terms "mental health", "depression", and "anxiety" and their correlates in Portuguese and English. We selected 26 applications that were analyzed through Taxonomy of BCT. The most used theory was the Information-Motivation Model-Behavioral Skills and about 10 of the applications present scores above 80% of the use of BCT. Key words: health behaviors theories, mental health, depression, anxiety, mhealth.

Resumo

Este capítulo trata de uma revisão com o objetivo de identificar as técnicas de mudanças comportamentais inclusas em aplicativos de telefonia móvel desenvolvidos para promoção de saúde mental. Para atingir o objetivo foi realizada uma busca nas plataformas iOS, Android e NHS com os termos "saúde mental", "depressão", e "ansiedade" e seus correlatos em inglês. Foram selecionados 26 aplicativos que foram analisados por meio da taxonomia de técnicas de mudanças comportamentais (do inglês, Behavior Change Techniques ou BCT's). A teoria mais utilizada foi o Modelo de Informação-Motivação-Habilidades Comportamentais e cerca de 10 dos aplicativos apresentam escores acima de 80% de utilização das BCT's. Palavras-chave: teorias de comportamentos de saúde, saúde mental, depressão, ansiedade, mhealth.

4.1. Introdução

Segundo a Organização Mundial de Saúde (2014), a saúde mental é um estado que vai além da ausência de doenças mentais. Insere-se na concepção de bem-estar onde o indivíduo percebe sua capacidade de lidar com as agruras cotidianas, trabalhar produtivamente e contribuir para sua comunidade [*World Health Organization*, 2014].

Entre os transtornos que alteram o estado de saúde mental inclui-se a ansiedade e a depressão. Estas doenças estariam associadas, ou não, a resultados de experiências estressantes. Pesquisas apontam que estes transtornos podem se apresentar ocultos, afetando uma grande proporção de indivíduos, o que significa ter uma saúde mental deficiente, mas que ainda não atinge o limiar para o diagnóstico conclusivo de transtorno mental, efetivamente [*World Health Organization*, 2014].

Dados mundiais referem que a doença mental grave é considerada uma das principais causas de incapacidade e associa-se a sintomas debilitantes de ansiedade, de depressão e de baixa motivação. Carregam consigo uma carga social estigmatizante que ocasionando a queda na qualidade de vida, na capacidade de autorrealização e na autoeficácia. As consequências podem ainda ser maiores caso ocorra a evolução para sentimentos de desesperança, de desamparo, evoluindo para o uso de álcool e drogas, para desemprego, para hospitalização e para suicídio [Naslund et al, 2016].

O uso de aplicativos na saúde mental é considerado como um recurso de intervenção para o profissional de saúde com grande potencial devido à sua popularidade, à portabilidade e à conectividade, considerado seu potencial para influenciar no comportamento [Hale, Capra, & Bauer, 2015]. Além disso, a literatura aponta que um número reduzido de indivíduos procura ajuda profissional, pois o apoio nem sempre é acessível geograficamente, financeiramente ou socialmente. Neste contexto, os aplicativos constituem uma estratégia que favorece o indivíduo na busca por um recurso com possibilidade de rompimento das barreiras de acesso à intervenção [Bakker et al, 2016].

Durante os últimos anos as Tecnologias de Informação e de Comunicação cresceram exponencialmente em muitos aspectos do cotidiano, sendo incorporada como uma necessidade da vida moderna, a exemplo da tecnologia móvel que inclui smartphones, tablets, assistentes pessoais digitais e tecnologias vestíveis. A utilização dessa tecnologia na saúde é denominada de *mHealth* [Cho et al, 2018].

Além do rompimento das barreiras geográficas, os smartphones proporcionam privacidade ao indivíduo, flexibilidade e são economicamente acessíveis, sendo utilizados em qualquer contexto ou ambiente [Bakker et al., 2016]. Outro ponto é que, atualmente, a telefonia móvel tem apresentado alta cobertura. Dados da Anatel indicam que o Brasil terminou julho de 2018 com 234,7 milhões de celulares e densidade de 112,21 celulares/100 habitantes [ANATEL, 2018]. Essa alta cobertura torna a *mHealth* um recurso viável e com capacidade de grande disseminação e de apoio para redução da carga de doenças [Cho et al., 2018].

Dentro das principais condições de saúde, a *mHealth* tem tido grande aplicação no gerenciamento de doenças que exigem a mudança no estilo de vida e seu uso aumentou muito, principalmente nos países em desenvolvimento. O fator atribuído ao aumento nestes países é a existência de sistemas de saúde insuficientes para a prestação dos serviços. [Cho et al., 2018]. No caso específico da saúde mental, nos últimos anos, vários aplicativos foram desenvolvidos com o objetivo de promover o bem-estar e favorecer a autogestão emocional [Cho et al., 2018].

Mesmo com as evidências de que aplicativos têm transformado as relações sociais e de cuidado em saúde, existem críticas quanto à pouca orientação recebida pelos usuários com relação ao uso destes e a falta de aprovação pelas autoridades de fiscalização de produtos de saúde, gerando dúvidas quanto a sua qualidade e a sua eficácia como promotores de saúde [Hale et al., 2015]. Para minimizar as dúvidas, a literatura recomenda a utilização

de validação baseada em teorias comportamentais para o desenvolvimento e a melhoria do impacto dos aplicativos na promoção de saúde mental [Bakker et al., 2016].

Um método que tem sido utilizado para a análise dos aplicativos, relacionado às teorias de comportamentos de saúde, é a criação de codificação ou escores, a exemplo de estudos em casos de asma [Miller et al, 2017], consumo excessivo de álcool [Garnett et al., 2018], atividade física [Direito et al., 2017] e gerenciamento de estresse [Christmann, Hoffmann, & Bleser, 2017]. Esses estudos utilizam como método uma taxonomia sistemática que envolve técnicas de mudanças comportamentais ou Behavior Change Techniques (BCT's) originadas de teorias de comportamentos tradicionais e elencados por meio de revisão e análise, operacionalizando em componentes observáveis, que possam ser replicados, de maneira que possa fornecer uma prevalência das principais técnicas envolvidas e fornecer informações para futuras pesquisas e para os profissionais desenvolvedores dos aplicativos [Lyons et al, 2014)][Abraham & Michie, 2008].

As teorias de mudança de comportamento ou os métodos que são baseados em teoria, têm origem nas ciências sociais e comportamentais com o objetivo de proporcionar explicações e alternativas para modificar um ou mais determinantes de comportamentos de indivíduos ou grupos. Não é uma ação direta sobre o comportamento em si, e sim a atuação sobre os determinantes e estes, por sua vez, influenciam o comportamento [Kok et al., 2016].

De acordo com pesquisadores as teorias constituem estratégias interessantes para se associar às intervenções em saúde. Elas podem trazer subsídios para aprofundamento em questões de maneira a aumentar o engajamento dos indivíduos na adoção de determinados comportamentos [Sheeran, Klein, & Rothman, 2017]. Entende-se como teoria o conjunto de conceitos que se relacionam entre si fornecendo uma descrição e a explicação da organização de um fenômeno originadas de métodos baseados em evidências [Moller et al., 2017].

Os comportamentos de saúde constituem ações ou hábitos relacionados com a promoção, a manutenção, a restauração ou a melhoria da saúde. E, para explicá-lo várias teorias e modelos têm sido utilizados para compreender e/ou prever as causas de um indivíduo adotá-los ou não. Cada uma das teorias existentes adiciona constructos às anteriores de maneira que elas sempre estão em constante atualização. Neste aspecto, temos como exemplos, a Teoria Social Cognitiva, o Modelo Transteórico, Teoria do Comportamento Planejado, Teoria Social Ecológica, Modelos de Crenças em Saúde, dentre outros [Sheeran et al., 2017].

As diretrizes construídas por especialistas mundiais em saúde pública afirmam que, muitas condições de saúde têm a possibilidade de controle ou melhora com mudanças comportamentais e adesão ao tratamento, isto inclui desde dieta e atividade física até a redução do uso de álcool, drogas e de tabaco. Assim, as ações dos profissionais de saúde dependem de estratégias de intervenção que modifiquem eficaz e eficientemente o comportamento, o estilo de vida das pessoas [Rothman et al., 2015].

Para que a mudança ocorra é preciso uma compreensão do que se quer mudar e, considerando os comportamentos existe a necessidade de entender porque os indivíduos adotam ou não determinados comportamentos. Geralmente são consideradas as percepções, as cognições, as emoções, as crenças, as normas sociais, dentre outros, juntamente com o contexto. Assim, as intervenções para a mudança de comportamento buscam mudar os determinantes que por sua vez atuam sobre os comportamentos e a compreensão deste processo se dá por meio das teorias [Peters, 2014].

Neste aspecto, considerando que as condições crônicas de saúde, em especial as de saúde mental, constituem um desafio principalmente quando têm sua duração prolongada, não se resolvendo espontaneamente. Os indivíduos devem então realizar escolhas de estilo de vida e estarem dispostos e aptos a administrarem sua condição diariamente [Hale et al., 2015]. Desse modo, competências devem ser desenvolvidas pelos indivíduos para que possam tomar decisões apropriadas, obter habilidades de autocuidado, conseguir identificar sintomas de alerta de maneira a autogerenciar suas condições e obter melhor qualidade de vida [Bakker et al., 2016] [Hale et al., 2015].

Nesse contexto, o objetivo do presente trabalho foi identificar a utilização de técnicas de mudanças comportamentais ou *Behavior Change Techniques* (BCT's) em aplicativos desenvolvidos para promoção de saúde mental, em especial, melhora da depressão e ansiedade.

4.2. Método

O presente estudo constitui uma revisão sistemática dos aplicativos disponibilizados nas principais plataformas.

4.2.1. Critério de Elegibilidade

Dentre os critérios de inclusão do presente estudo foi o de que os aplicativos fossem gratuitos, pois são de mais fácil acesso. Outro critério considerado foi a percepção do usuário, já que, para o desenvolvimento de aplicativos, é recomendado que o design seja centrado no usuário. Assim, foram considerados apenas os aplicativos que tivessem uma avaliação acima de 4. Para os critérios de exclusão foi adotado, além do não cumprimento dos critérios de inclusão, a eliminação dos aplicativos que tratavam, exclusivamente, sobre práticas integrativas (meditação, yoga, dentre outras), que não tivessem em sua descrição um objetivo claramente definido para saúde mental, em específico a depressão e ansiedade.

4.2.2. Fontes de informação

A busca pelos aplicativos que fossem potencialmente relevantes para o presente estudo foi realizada nas duas plataformas mais utilizadas em *smartphones*: App Store, da apple (iOS); e Playstore, da Google (Android). Além disso, também foi consultada a biblioteca de aplicativos do NHS, o maior site de saúde do Reino Unido [NHS Apps *Library*, 2018].

4.2.3.Estratégia de pesquisa

A pesquisa utilizou os termos "ansiedade", "depressão", "saúde mental" e seus correlatos em inglês. As buscas foram realizadas em cada uma das plataformas em todas as categorias. E, para a biblioteca da NHS, foi pesquisada a categoria de Saúde Mental. Os dados registrados em ambas as plataformas e na biblioteca de aplicativos foram agrupados em um único diretório e classificados em ordem alfabética com base nos títulos dos aplicativos eliminando-se as duplicatas.

4.2.4. Seleção dos Aplicativos

Após a remoção de duplicatas foi realizada uma seleção em 2 (duas) etapas. Na primeira, dois examinadores, composto por um discente treinado em teorias de comportamento em saúde e um docente com 10 anos de experiência na área, acessaram independentemente os aplicativos nas plataformas e na biblioteca NHS, verificando a descrição de cada um deles. As descrições de aplicativos geralmente incluem: um resumo geral do aplicativo, informações sobre os recursos dos aplicativos, classificações de usuários, número de *downloads* e informações sobre o desenvolvedor do aplicativo. A partir da análise da descrição, qualquer aplicativo que não atendesse aos critérios de elegibilidade foram excluídos.

Na segunda fase, os examinadores realizaram o download dos aplicativos realizando a avaliação de cada um deles, verificando se ainda estariam dentro dos critérios de elegibilidade. A seleção final dos aplicativos foi realizada após o *download* e a avaliação dos mesmo em funcionamento.

4.2.5.Extração de Dados e Codificação

Após a seleção dos aplicativos elegíveis, um examinador coletou as informações descritivas dos mesmos, registrando a avaliação pelos usuários, número de *downloads*, plataforma em que foi encontrada, e escopo do aplicativo. Para o número de *downloads*, os pesquisadores construíram uma classificação com base nos aplicativos encontrados, para melhor visualização dos dados sendo denominada de Taxa de *Download*. Assim, foi considerada Taxa de Download: Muito Baixa (MB) < 5.000; 5.000 < Baixa (B) < 25.000; 25.000 < Média (M) < 50.000; 50.000 < Alta (A) < 100.000 e Muito Alta (MA) > 100.000.

Um segundo examinador cruzou as informações coletadas e confirmou sua precisão.

4.2.6. Instrumento de Pesquisa

Para o presente estudo foi utilizada a taxonomia de BCT's proposta por Abraham e Michie (2008), composta por 26 itens construídos com base na análise nas seguintes teorias de comportamento de saúde: Modelo de Informação-Motivação-Habilidades Comportamentais; Teoria da Ação Racional; Teoria do Ação Planejada; Teoria Social Cognitiva, Teoria de Controle; Condicionamento Operante; Teoria de Suporte Social, Teoria do *Stress*.

Tabela 1.2.6.1. Instrumento utilizado para avaliação dos aplicativos

Behavior Change Techniques	Definição	Escore[1]
Fornece informações sobre o comportamento saudável.	Informações gerais sobre risco comportamental, por exemplo, suscetibilidade a desfechos ruins de saúde ou risco de mortalidade em relação ao comportamento.	
Fornece informações sobre as consequências.	Informações sobre os benefícios e custos da ação ou inação, com foco no que acontecerá se a pessoa realizar ou não o comportamento.	
Fornece informações sobre a aprovação de outras pessoas.	Informações sobre o que os outros pensam sobre o comportamento da pessoa e se outras pessoas aprovam ou desaprovam qualquer mudança de comportamento proposta.	
Induz a formação de intenção comportamental.	Incentivar a pessoa a decidir agir ou definir uma meta geral, por exemplo, decidir uma ação como "vou fazer mais exercícios na próxima semana".	
Induz a identificação de barreiras.	Identificar barreiras para realizar o comportamento e planejar maneiras de superá-las.	
Fornece incentivo geral.	Elogia ou recompensa a pessoa pelo esforço ou desempenho sem que isso seja dependente de comportamentos específicos ou padrões de desempenho.	
Define tarefas graduais.	Define tarefas fáceis e aumenta a dificuldade até que o comportamento do alvo seja executado.	
Fornece instruções.	Instrui a pessoa como realizar um comportamento e/ou comportamentos preparatórios.	
Modela ou demonstra o comportamento.	Há a demonstração à pessoa como executar corretamente um comportamento, por exemplo, em aula ou em vídeo.	

Behavior Change Techniques	Definição	Escore[1]
Define meta específica imediata.	Envolve planejamento detalhado do que a pessoa fará, incluindo uma definição do comportamento, especificando frequência, intensidade ou duração e menos um contexto, ou seja, onde, quando, como ou com quem.	
Revisa imediatamente os objetivos comportamentais.	Revisão e/ou reconsideração de metas ou intenções previamente definidas.	
Induz o automonitoramento do comportamento.	A pessoa é solicitada a manter um registro do(s) comportamento(s) especificado(s) (por exemplo, em um diário).	
Fornece o feedback sobre o desempenho.	Fornecer dados sobre o comportamento registrado ou avaliar o desempenho em relação a um padrão definido ou relacionado ao desempenho de outras pessoas.	
Fornece recompensas contingentes.	Elogia, encoraja ou recompensa quando se obtém o comportamento específico.	
Ensina a usar prompts ou sugestões.	Ensina a pessoa a identificar sugestões ambientais que possam ser usadas para lembrá-las de realizar um comportamento, incluindo horas do dia ou elementos de contextos.	
Propõe um acordo comportamental.	Contrato especificando o comportamento a ser realizado para que haja um registro da resolução da pessoa.	
Prática imediata.	Pede à pessoa que ensaie e repita o comportamento ou comportamentos preparatórios.	
Usa avisos de acompanhamento.	Entra em contato com a pessoa lembrando-a do comportamento.	
Fornece oportunidades para comparação social.	Facilita a observação do desempenho de outros, por exemplo, em uma aula em grupo, usando vídeo ou em um estudo de caso.	

Behavior Change Techniques	Definição	Escore[1]
Planeja apoio social ou mudança social.	Leva em consideração como os outros poderiam mudar seu comportamento para oferecer ajuda à pessoa ou apoio social, incluindo sistemas de “amigos”.	
Propõe que a pessoa se torne um modelo.	Indicar como a pessoa pode ser um exemplo para os outros e influenciar seu comportamento, ou fornecer uma oportunidade para a pessoa dar um bom exemplo.	
Sugere uma promessa falada.	Incentivar o uso de autoinstrução e autoencorajamento (em voz alta ou silenciosa) para apoiar a ação.	
Previne a recaída.	Após a mudança inicial, ajuda a identificar situações que possam resultar em comportamentos de risco de falha na manutenção de novos comportamentos e ajuda à pessoa a planejar para evitar ou gerenciar essas situações.	
Gerencia o estresse.	Pode envolver uma variedade de técnicas específicas (por exemplo, relaxamento progressivo) que não visam o comportamento, mas procuram reduzir a ansiedade e o estresse.	
Entrevista motivacional.	Levar a pessoa a fornecer declarações e avaliações automotivadoras de seu próprio comportamento para minimizar a resistência à mudança.	
Gerenciamento de tempo.	Ajudar à pessoa a reservar tempo para o comportamento (por exemplo, para ajustá-lo a uma programação diária).	

Fonte: Abraham e Michie (2008), tradução livre dos autores.
1. escore: 0 - não apresenta; 1- apresenta

4.2.7. Análise dos dados

Foi realizada estatística descritiva com análise de média, desvio padrão e percentuais. Para obtenção dos escores, cada aplicativo foi analisado pelo conjunto de 26 itens da taxonomia proposta por Abraham e Michie (2008), sendo que cada item foi codificado como 1 = apresenta ou 0 = não apresenta, conforme apresentado na Tabela 1.2.6.1. Foi realizada a somatória dos conjuntos de itens correspondentes às técnicas aplicadas e obtido o escore de cada aplicativo.

4.3. Resultados

Um número de 2130 aplicativos foi identificado por meio de busca eletrônica (ver Fig. 1.3.1). Após análise pelos critérios de elegibilidade por meio da descrição, foram selecionados 34 aplicativos para ser realizado o download e serem analisados de maneira independente por dois examinadores, sendo incluídos 26 nesta revisão.

Figura 4.1. Fluxograma de busca

Fonte: autores

4.3.1. Características dos aplicativos

Um resumo das características descritivas dos artigos incluídos é fornecido na Tabela 1.3.1.

Tabela 1.3.1. Características dos aplicativos incluídos

Aplicativos	Avaliação	Taxa de Downloads[1]	Plataforma	Idioma[2]	Escopo
Almhar	4,3	MB	Google	I	Stress/ Ansiedade/ Atenção/ Depressão
Anxiety Helper	4,3	MB	Apple	I	Ansiedade
Be Okay	5	MB	Google/ Apple	P	Ansiedade
Boost Me	4,2	MB	Google	I	Humor/ Depressão
Catch It	4,1	B	Google/Apple/NHS Apps Library	I	Humor/ Depressão
Cove	4,6	MB	Apple/NHS Apps Library	I	Humor/ Depressão
Cypher	4,2	MB	Google/Apple/NHS Apps Library	I	Humor/ Depressão
Diario Daylio	4,8	MB	Google/Apple	P	Humor/ Depressão
Fabulous: Motivate Me!	4,6	MA	Google	I	Ansiedade/ Depressão.
Fear Tools- Anxiety Aid	4,6	B	Google	I	Ansiedade
Flowy	4,2	B	Google/Apple	I	Ansiedade/ Síndrome do Pânico
Hope Mental Health	4,9	MB	Google	I	Ansiedade / Depressão
InnerHour	4,2	MA	Google	I	Ansiedade/ Depressão
KeepAppy	5	MB	Google	I	Depressão/ Humor
Master Mental Health	4,4	MB	Google	I	Depressão/ Humor

Aplicativos	Avaliação	Taxa de Downloads[1]	Plataforma	Idioma[2]	Escopo
Me- My Mental Health	4,2	MB	Google	I	Ansiedade/ Depressão
Mental Health Recovery Guide	4,2	MB	Google	I	Depressão/ Esquizofrenia/ Transtorno de bipolaridade
Moodfit	4,1	MB	Google	I	Ansiedade/ Estresse
Moodtools	4,3	MA	Google	I	Ansiedade/ Depressão
Noggin Notes	4,3	MB	Google	I	Ansiedade/ Depressão
Pacífica	4,4	MA	Google/Apple	I	Ansiedade/ Depressão/ Estresse
Remente	4,4	MA	Google	I	Ansiedade/ Estresse
Self-Help Anxiety Management	4	MA	Google	I	Ansiedade
Superbetter	4,8	MA	Google/ Apple	I	Depressão/ Resiliência / Motivação/ Otimismo
T2 Mood Tracker	4	MA	Google	I	Ansiedade/ Depressão/ Estresse
What's Up?	4,4	MA	Google	I	Ansiedade/ Depressão

1. Taxa de Download: Assim, foi considerada Taxa de Download: Muito Baixa (MB) < 5.000; 5.000 < Baixa (B) < 25.000; 25.000 < Média (M) < 50.000; 50.000 < Alta (A) < 100.000 e Muito Alta (MA) > 100.000.
2. Idioma: P = Português; I= Inglês

Dos 26 aplicativos analisados, 05 estavam disponíveis para as plataformas iOS e Android (19%). Cerca de 17 aplicativos (65%) foram desenvolvidos exclusivamente para Android, 1 (3,8%) para iOS, 2 (7,6%) foram encontrados nas três plataformas (iOS, Android e NHS) e 1(3,8%) é compartilhado pela iOS e NHS. Todos os aplicativos têm todas as funcionalidades gratuitas. As compras no aplicativo não relacionadas às suas funcionalidades foram oferecidas em 7 aplicativos (26%).

4.3.3. Potencial para Promover Mudança Comportamental

A média de utilização das BCT's foi 15 (dp= 6,15) das 26 técnicas de mudança de comportamento (BCT-1-BCT26).

A estratégia 12, relacionada ao automonitoramento, e a 26, relacionada à gestão de tempo para realização do comportamento ajustando-o na rotina diária, foram as mais utilizadas pelos aplicativos. A técnica 16, relacionada à proposição de acordo ou registro de assentimento comportamental e, a 22, relacionada a um autoencorajamento oral, ambas relacionadas à promoção de um compromisso do indivíduo para a realização do comportamento foram estratégias menos utilizadas, conforme a Figura 1.3.2.

Figura 4.2. Percentual de aplicação das BCT's

Com relação às Teorias de Mudança Comportamental que estão contidas na Taxonomia de BCT's, observa-se que o Modelo de Informação-Motivação-Habilidades Comportamentais foi o que apresentou maior média 15,5 (dp=2,5), seguido das Teorias de Ação Racional e de Ação Planejada com 15,3 (dp=3,1) cada. O Condicionamento Operante foi o que apresentou uma média menor 12 (dp=6,2) dentre as teorias contidas na Taxonomia, conforme pode-se observar na Tabela 1.3.2.

Tabela1.3.2. Teorias de mudança comportamental de acordo com as médias dos itens da Taxonomia de BCT's

Teorias de Mudança de Comportamento	Média	Desvio Padrão
Modelo de Informação-Motivação-Habilidades Comportamentais.	15,5	2,5
Teoria da Ação Racional.	15,3	3,1
Teoria da Ação Planejada.	15,3	3,1
Teoria Social Cognitiva.	14,6	3,3
Teoria de Controle.	14,5	3,9
Condicionamento Operante.	12,0	6,2
Outras.	12,9	4,4

Na análise dos escores de cada aplicativo, o *Hope Mental Health* foi o que apresentou o maior escore com 24 técnicas de BCT's utilizadas, seguido dos aplicativos *Cypher, InnerHour, Remente e What's up?* com 23 cada. Já os aplicativos Cove e T2 Mood Tracker foram os que menos utilizaram as técnicas de BCT's da Taxonomia.

Tabela 1.3.3. Escores BCT's dos aplicativos selecionados

Aplicativos	Escore BCT's
Hope Mental Health	24
Cypher	23
Innerhour	23
Remente	23
What's Up?	23
Self-Help Anxiety Management	22
Boost Me	21
KeepAppy	21
Moodfit	21
Pacifica	21
Fabulous: Motivate Me!	19
Fear Tools- Anxiety Aid	18
Superbetter	17

Aplicativos	Escore BCT's
Anxiety Helper	16
Moodtools	15
Master Mental Health	14
Noggin Notes	14
Almhar	13
Mental Health Recovery Guide	9
Diario Daylio	8
Be Okay	7
Catch It	7
Flowy	7
Me- My Mental Health	7
Cove	2
T2 Mood Tracker	2

4.4. Discussão

A presente revisão teve como objetivo identificar a utilização de técnicas de mudanças comportamentais ou *Behavior Change Techniques* (BCT's) em aplicativos desenvolvidos para promoção de saúde mental, em especial, gerenciamento da depressão e ansiedade. Foi considerado que os aplicativos mais acessíveis seriam os gratuitos em todos os seus recursos, sendo estes os que foram incluídos no presente estudo.

Dentre os modelos e teorias que são abordadas na Taxonomia utilizada para avaliação, percebeu-se uma maior abordagem do Modelo de Informação-Motivação-Habilidades Comportamentais, Teoria da Ação Racional e Teoria do Comportamento Planejado. Estudos relacionados à utilização Modelo de Informação-Motivação-Habilidades Comportamentais, afirmam que este fornece uma explicação relativamente simples para os comportamentos de saúde complexos e identifica construções que são necessárias para o sucesso do autogerenciamento e da adesão comportamental. Segundo o modelo, a informação, a motivação, as competências comportamentais, e as relações entre elas são consideradas determinantes para os comportamentos de saúde [Chang et al, 2014].

Nesse aspecto, antes de se adotar um comportamento relacionado à saúde mental, por exemplo, o indivíduo precisa reconhecer os sinais e sintomas dos transtornos mentais, obter crenças positivas em relação ao tratamento e conhecer os recursos para promoção de sua saúde mental [Jung, von Sternberg, & Davis, 2016]. Além disso, são importantes sua atitude e suas crenças normativas sobre a busca de ajuda, de maneira a criar o componente motivacional. E, como habilidades ou competência comportamental pode ser incluída a percepção do indivíduo em procurar serviços de profissionais de saúde mental [DeBate, Gatto, & Rafal, 2018]. Dessa maneira, os aplicativos do presente estudo apresentam algum potencial para influenciar a mudança comportamental quando analisados na perspectiva do modelo de Informação-Motivação-Habilidades Comportamentais.

Outra teoria que também apresentou um índice médio dos escores mais elevados foi a Teoria da Ação Racional. Esta pressupõe que, sendo os seres humanos racionais, estes podem avaliar as implicações comportamentais a partir de informações que já têm disponíveis e, decidir realizá-las ou não. Constitui uma teoria muito bem sucedida em comportamentos que são frutos de escolhas conscientes. No entanto, nem sempre o indivíduo dispõe de recursos cognitivos, temporais, motivacionais, a depender das contingências, para avaliar precisamente sua ação e as suas consequências. Desta maneira, é inserido na Teoria da Ação Racional, e o controle do comportamento percebido, criando-se, então, a Teoria da Ação Planejada, outra teoria com o índice médio de escores semelhante à Teoria da Ação Racional [Moutinho & Roazzi, 2010].

Muito aproximado do Modelo de Informação-Motivação-Habilidades Comportamentais, a Teoria da Ação Planejada, também utilizada pelos aplicativos do presente estudo, enfatiza a importância da intenção comportamental, influenciada por sua vez pelas atitudes em relação ao comportamento, às normas subjetivas e às normas sociais [Naslund et al., 2017]. Assim como no presente trabalho, outros estudos apontaram que esta teoria é muito utilizada em aplicativos para mudanças comportamentais [Zhao, Freeman, & Li, 2016].

As análises relacionadas aos fatores que influenciam na busca por ajuda no adoecimento mental inferem que a avaliação global de vantagens e de desvantagens na procura por ajuda, a pressão social de pessoas que são importantes para o indivíduo, a eficácia e controle percebidos em relação à busca de ajuda, auxiliam a prever a intenção comportamental dos indivíduos na busca por ajuda profissional. Nesse sentido, atitudes e normas favoráveis, juntamente com um maior controle comportamental percebido seriam preditores para a busca ou não de ajuda dos indivíduos, no caso de necessidade [Hammer, Parent, & Spiker, 2018]. Esse fator constitui um importante recurso dentro dos aplicativos, pois poderão

fortalecer competências comportamentais, podendo-se prevenir consequências negativas da não adesão ao comportamento.

As intervenções para ocasionar mudanças comportamentais, considerando as complexidades dos problemas de saúde, não devem ser lineares de maneira a compreender vários elementos e as interações entre eles. Nesse aspecto, quanto mais componentes tiver uma intervenção e, no que diz respeito às BCT's, mais potencial de entrega efetiva a intervenção vai ter [Moller et al., 2017]. Assim, destacam-se os aplicativos que mais técnicas puderam contemplar, como o *Hope Mental Health*, *Cypher*, *InnerHour, Remente* e *What's up?*. Nestes aplicativos houve a utilização de 80% das BCT's o que aumenta o potencial de mudança efetiva.

De uma maneira geral, os aplicativos investigados aplicaram várias técnicas de mudança de comportamento, conforme resultados apresentados, o que implicaria em um potencial para as mudanças comportamentais. No entanto, o que se relaciona à promoção de concordância, como o comportamento e o reforço do autoencorajamento e autoinstrução não tiveram grande utilização pelos aplicativos do estudo.

As mudanças comportamentais são consideradas componentes essenciais para a adesão e autogerenciamento. Estudos têm apontado a necessidade de intervenções que possam atuar de maneira efetiva na mudança comportamental. Os aplicativos do presente estudo, de maneira geral, utilizam BCT's, no entanto, conforme os resultados apresentados, ainda que de maneira pouco extensiva. Alguns aplicativos analisados individualmente contemplaram grande parte das BCT's, mostrando um potencial maior para mudanças comportamentais.

Como limitações do presente estudo, na seleção dos potenciais aplicativos foram excluídos todos os que seriam pagos ou que tivessem que pagar por funcionalidades posteriormente ao download, o que limita a generalização dos resultados. Além disso, os aplicativos não foram avaliados por nenhum instrumento de análise sobre a qualidade ou o engajamento a longo prazo. Outro ponto que não foi contemplado no estudo foi a análise de conteúdo das avaliações dos usuários. Tais limitações impedem que os achados possam ser mais conclusivos, sendo, desse modo, tratados de maneira mais cuidadosa por parte dos pesquisadores.

Por outro lado, é importante ressaltar que uma tendência defendida na computação e apoiada pelas ciências da saúde e, que este trabalho corrobora, é a importância do desenvolvimento de tecnologias persuasivas, as quais possam efetivamente apoiar as pessoas nas mudanças de seus comportamentos cotidianos, agregando valor de entrega ao produto [Consolvo, McDonald, & Landay, 2009].

4.5. Considerações Finais

A presente revisão mapeou os aplicativos utilizados na saúde, em especial os voltados para a saúde mental, e obteve resultados positivos na relação aplicativo/usuário no que se refere às teorias de mudanças comportamentais para promover a autogestão da condição de saúde. Alguns aplicativos se apresentaram com melhores escores, considerando a taxonomia utilizada, apresentando um maior potencial para a mudança comportamental. No entanto, sugere-se agregar aos estudos futuros outros instrumentos para conclusões mais assertivas.

Tanto desenvolvedores quanto profissionais de saúde podem se beneficiar dos resultados do presente estudo na medida em que estes podem trazer reflexão sobre quais competências pretendem desenvolver nos usuários/pacientes dos aplicativos.

Referências

Abraham, C., & Michie, S. (2008). A taxonomy of behavior change techniques used in interventions. Health Psychology: Official Journal of the Division of Health Psychology, American Psychological Association, 27(3), 379–387.

Agência Nacional de Telecomunicações (ANATEL). (n.d.). Retrieved September 29, 2018, from www.anatel.gov.br

Bakker, D., Kazantzis, N., Rickwood, D., & Rickard, N. (2016). Mental Health Smartphone Apps: Review and Evidence-Based Recommendations for Future Developments. JMIR Mental Health, 3(1), e7.

Chang, S. J., Choi, S., Kim, S.-A., & Song, M. (2014). Intervention Strategies Based on Information-Motivation-Behavioral Skills Model for Health Behavior Change: A Systematic Review. Asian Nursing Research, 8(3), 172–181.

Cho, Y.-M., Lee, S., Islam, S. M. S., & Kim, S.-Y. (2018). Theories Applied to m-Health Interventions for Behavior Change in Low- and Middle-Income Countries: A Systematic Review. Telemedicine Journal and E-Health: The Official Journal of the American Telemedicine Association. https://doi.org/10.1089/tmj.2017.0249

Christmann, C. A., Hoffmann, A., & Bleser, G. (2017). Stress Management Apps With Regard to Emotion--Focused Coping and Behavior Change Techniques: A Content Analysis. JMIR mHealth and uHealth, 5(2), e22.

Consolvo, S., McDonald, D. W., & Landay, J. A. (2009). Theory-driven design strategies for technologies that support behavior change in everyday life. In Proceedings of the 27th international conference on Human factors in computing systems - CHI 09. https://doi.org/10.1145/1518701.1518766

DeBate, R. D., Gatto, A., & Rafal, G. (2018). The Effects of Stigma on Determinants of Mental Health Help--Seeking Behaviors Among Male College Students: An Application of the Information-Motivation--Behavioral Skills Model. American Journal of Men's Health, 12(5), 1286–1296.

Direito, A., Walsh, D., Hinbarji, M., Albatal, R., Tooley, M., Whittaker, R., & Maddison, R. (2017). Using the Intervention Mapping and Behavioral Intervention Technology Frameworks: Development of an mHealth Intervention for Physical Activity and Sedentary Behavior Change. Health Education & Behavior: The Official Publication of the Society for Public Health Education, 45(3), 331–348.

Garnett, C. V., Crane, D., Brown, J., Kaner, E. F. S., Beyer, F. R., Muirhead, C. R., … Michie, S. (2018). Behavior Change Techniques Used in Digital Behavior Change Interventions to Reduce Excessive Alcohol Consumption: A Meta-regression. Annals of Behavioral Medicine: A Publication of the Society of Behavioral Medicine, 52(6), 530–543.

Hale, K., Capra, S., & Bauer, J. (2015). A Framework to Assist Health Professionals in Recommending High-Quality Apps for Supporting Chronic Disease Self-Management: Illustrative Assessment of Type 2 Diabetes Apps. JMIR mHealth and uHealth, 3(3), e87.

Hammer, J. H., Parent, M. C., & Spiker, D. A. (2018). Mental Help Seeking Attitudes Scale (MHSAS): Development, reliability, validity, and comparison with the ATSPPH-SF and IASMHS-PO. Journal of Counseling Psychology, 65(1), 74–85.

Jung, H., von Sternberg, K., & Davis, K. (2016). Expanding a measure of mental health literacy: Development and validation of a multicomponent mental health literacy measure. Psychiatry Research, 243, 278–286.

Kok, G., Gottlieb, N. H., Peters, G.-J. Y., Mullen, P. D., Parcel, G. S., Ruiter, R. A. C., … Bartholomew, L. K. (2016). A taxonomy of behaviour change methods: an Intervention Mapping approach. Health Psychology Review, 10(3), 297–312.

Lyons, E. J., Lewis, Z. H., Mayrsohn, B. G., & Rowland, J. L. (2014). Behavior Change Techniques Implemented in Electronic Lifestyle Activity Monitors: A Systematic Content Analysis. Journal of Medical Internet Research, 16(8), e192.

Miller, L., Schüz, B., Walters, J., & Walters, E. H. (2017). Mobile Technology Interventions for Asthma Self--Management: Systematic Review and Meta-Analysis. JMIR mHealth and uHealth, 5(5), e57.

Moller, A. C., Merchant, G., Conroy, D. E., West, R., Hekler, E., Kugler, K. C., & Michie, S. (2017). Applying and advancing behavior change theories and techniques in the context of a digital health revolution: proposals for more effectively realizing untapped potential. Journal of Behavioral Medicine, 40(1), 85–98.

Moutinho, K., & Roazzi, A. (2010). As teorias da ação racional e da ação planejada: relações entre intenções e comportamentos. Avaliação Psicológica, 9(2), 279–287.

Naslund, J. A., Aschbrenner, K. A., Kim, S. J., McHugo, G. J., Unützer, J., Bartels, S. J., & Marsch, L. A. (2017). Health behavior models for informing digital technology interventions for individuals with mental illness. Psychiatric Rehabilitation Journal, 40(3), 325–335.

Naslund, J. A., Aschbrenner, K. A., Marsch, L. A., & Bartels, S. J. (2016). The future of mental health care: peer-to-peer support and social media. Epidemiology and Psychiatric Sciences, 25(2), 113–122.

NHS Apps Library. (n.d.). Retrieved September 26, 2018, from https://apps.beta.nhs.uk/

Peters, G. (2014). A practical guide to effective behavior change: how to identify what to change in the first place. https://doi.org/10.31234/osf.io/hy7mj

Rothman, A. J., Gollwitzer, P. M., Grant, A. M., Neal, D. T., Sheeran, P., & Wood, W. (2015). Hale and Hearty Policies: How Psychological Science Can Create and Maintain Healthy Habits. Perspectives on Psychological Science: A Journal of the Association for Psychological Science, 10(6), 701–705.

Sheeran, P., Klein, W. M. P., & Rothman, A. J. (2017). Health Behavior Change: Moving from Observation to Intervention. Annual Review of Psychology, 68, 573–600.

Zhao, J., Freeman, B., & Li, M. (2016). Can Mobile Phone Apps Influence People's Health Behavior Change? An Evidence Review. Journal of Medical Internet Research, 18(11), e287.

5. ONTOLOGIA APLICADA À SAÚDE

Msc. Henderson Matsuura Sanches, Profa Drª Lourdes Mattos Brasil

Abstract

Currently, the volume of data available, especially on the Internet, is very large, has been growing rapidly, and the use of ontology through the methodology Methontology and with the use of the Protégé application for formalization. The ontological models created in the Web language Ontology Language (OWL), with the main advantage in the facility to express semantic meanings and applicability in the information process in an automated way. It is concluded that ontology can help in the formalization and retrieval of information, the ontologies developed towards health are fundamental, reliable and precise.

Resumo

Atualmente, o volume de dados disponíveis, principalmente na Internet, é muito grande, vem crescendo rapidamente, e o uso da ontologia por meio da metodologia Methontology e com o uso do aplicativo Protégé para a formalização. Os modelos ontológicos criados na linguagem Web Ontology Language (OWL), com a principal vantagem na facilidade para expressar significados semânticos e aplicabilidade no processo de informações de forma automatizada. Conclui-se que a ontologia pode ajudar na formalização e recuperação de informações, as ontologias desenvolvidas voltada à saúde são fundamentais, confiáveis e precisas.

5.1. Introdução

Atualmente, o volume de dados disponíveis, principalmente na Internet, é muito grande, e vem crescendo rapidamente. Devido a está alta taxa de crescimento, torna-se necessária a utilização de técnicas para melhoria no tratamento e organização destes dados, atuando principalmente na sua seleção, processamento, recuperação e disseminação.

Ontologia é uma técnica de organização de informações que vem recebendo especial atenção nos últimos anos, principalmente no que diz respeito à representação formal de conhecimento. Geralmente criadas por especialistas, tendo sua estrutura baseada na descrição de conceitos e dos relacionamentos semânticos entre eles, as ontologias geram uma especificação formal e explícita de uma conceitualização compartilhada.

Uma razão para a popularidade da ontologia existe devido ao compartilhamento e entendimento comum de algum domínio de conhecimento que possa ser comunicado entre pessoas e computadores. Neste sentido, ontologias têm sido desenvolvidas para facilitar o compartilhamento e reutilização de informações. KUECHLER (2007, p. 86), nos apresenta que no período de 2003 a 2010 a quantidade de informações no universo digital passou de cinco hexabytes (aproximadamente cinco bilhões de gigabytes) para 988 hexabytes. Segundo o autor, cerca de 80% destes dados estão em formato não estruturado, dos quais uma parte significativa são textos. MARCACINI, MOURA E REZENDE (2011, p. 7) afirmam que "a organização inteligente dessas coleções textuais é de grande interesse para a maioria das organizações, pois agiliza os processos de busca e recuperação da informação".

No contexto deste paradigma tecnológico, uma das mudanças mais notória que se observa é a ampliação da capacidade em se processar, compartilhar e integrar informações por meio de diversos meios e envolvendo conceitos e culturas diversificadas. Logo, a demanda por compreender o conteúdo da informação de modo a aplicá-la eficientemente, tem ganhado força e importância. Atualmente, o conteúdo, e não só a forma, ditam as regras para uma melhor interoperabilidade e uso inteligente dos dados. E quando se trata de conteúdo, é inevitável não mencionar o significado que a informação carrega consigo (SANCHES, 2017).

Observa-se um aumento nos últimos anos de trabalhos acadêmicos e artigos científicos voltados à ontologia no Brasil, podendo ser observado no Seminário de Pesquisa em Ontologias do Brasil (ONTOBRAS), em artigos publicados no Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB), no Congresso da Sociedade Brasileira de Computação (CSBC) e em dissertações de mestrado, tese de doutorado e trabalhos de graduação em universidades federais e até mesmo na Universidade de Brasília (UnB), na Faculdade do Gama (FGA). Existem também laboratórios de pesquisa que trabalham com ontologia, sendo alguns deles o Laboratório de Informática em Saúde (LIS), ligado ao Laboratório de Engenharia & Inovação (LEI) pertencente à FGA, o Núcleo de Estudos em Modelagem Conceitual e Ontologias (NEMO) da Universidade Federal do Espirito Santo (UFES) e entidades como: *Unified Modeling Language* (UML) e a *Unified Foundational Ontology* (UFO).

5.2. O que é Ontologia?

Ontologia (do grego ontos "ente" e logoi, "ciência do ser") é a parte da metafísica que trata da natureza, realidade e existência dos entes. A Ontologia trata do ser enquanto ser, isto é, do ser concebido como tendo uma natureza comum que é inerente a todos e a cada um dos seres (ELISA; PICKLER; FERNEDA, 2014).

Segundo (ONTOBRAS, 2018), temos a seguinte definição:

> *"Ontologia é um campo interdisciplinar preocupado com o estudo de conceitos e teorias que dão embasamento para a construção de conceitualizações compartilhadas de domínios específicos. Em anos recentes, notamos um crescimento no interesse pela aplicação de ontologias para a solução de problemas de modelagem e classificação em diversas áreas como: Ciência da Computação, Ciência da Informação, Filosofia, Inteligência Artificial, Linguística, Gestão de Conhecimento, entre outras."*

A inteligência artificial se preocupa com a manipulação e organização da base de conhecimentos desde os anos 70. Porém, este impulso de criar base de conhecimento com a possibilidade de compartilhamento e reutilização só iniciou nos anos 90.

A partir de então, passou-se a adotar na área de inteligência artificial o termo ontologia, que enquanto para a filosofia é uma descrição da existência do ser, para a inteligência artificial é uma representação de conhecimento computacional, podendo ser utilizada para a descrição de uma determinada área do conhecimento ou também para a construção de sua representação.

Segundo a *World Wide Web* (W3C) (W3C, 2018), a ontologia é composta pela definição dos termos utilizados na descrição e na representação de uma área do conhecimento, bem como devem prover descrições para os seguintes tipos de conceitos:

- Classes – nos vários domínios de interesse;
- Relacionamentos entre essas classes;
- Propriedades (atributos) que essas classes devem possuir.

Outros componentes de uma ontologia, destacam-se:

- **Indivíduos:** instâncias ou objetos; Classes: conjuntos (ou coleções), tipos de objetos ou tipos de coisas;
- **Atributos:** aspectos, propriedades, características ou parâmetros que objetos e classes podem assumir;
- **Relações:** relacionamentos que podem ser estabelecidos entre objetos ou classes;
- **Regras:** implicações que descrevem as inferências lógicas que podem ser calculadas a partir de determinada asserção;
- **Axiomas:** ideias que a ontologia descreve no seu domínio de aplicação;
- **Eventos:** alterações em atributos ou relações ser estabelecidas entre objetos ou classes.

5.2.1. Vantagens e Desvantagens da Ontologia

SANCHES, (2017, p. 39) diz que as vantagens são: compartilhamento, descrição formal e exata do conhecimento; possibilidade de expressão em várias línguas; condição de passar de genérica à específica; definições de relacionamento entre conceitos; integração de diferentes fontes; conceitualização completa de termos; redução da possibilidade de mal entendido. Segundo o autor, a maior vantagem para utilizar ontologia, ao contrário de um Sistema de Gerenciamento de Banco de Dados (SGBD), é o acesso aos Metadados[1], pois no Banco de Dados, somente o Administrador do Banco de Dados (DBA – Database Administrator) tem acesso aos Metadados e na ontologia quando disponibiliza-se o arquivo, os Metadados vão junto com a ontologia desenvolvida, enriquecendo a semântica do dado produzido, agregando seu significado real, e dando suporte à atividade de Administração dos Dados executados pelo especialista que irá utilizar a ontologia. Já as desvantagens para o uso da ontologia são: falta de profissionais especializados; na seleção e relacionamento dos termos; falta de metodologia; de divisão; de validação.

Além de serem utilizadas em diversas áreas, o uso de ontologias traz diversas vantagens. De acordo com (GUIZZARDI, 2000), os principais benefícios relacionados à utilização de ontologias são:

- **Comunicação:** as ontologias possibilitam a comunicação entre pessoas acerca de determinado conhecimento, pois permitem raciocínio e entendimento sobre um domínio. Essa relação auxilia na obtenção de consenso, principalmente sobre termos técnicos, entre comunidades profissionais, de pesquisa, etc.
- **Formalização:** a formalização está relacionada à especificação da ontologia, que permite eliminar contradições e inconsistências na representação de conhecimento, além de não ser ambígua. Além disso, essa especificação pode ser testada, validada e verificada.
- **Representação de Conhecimento e Reutilização:** as ontologias formam um vocabulário de consenso que permite representar conhecimento de um domínio em seu nível mais alto de abstração, possuindo, desta forma, potencial de reutilização.

Mesmo com inúmeros benefícios (GUIZZARDI, 2009), apresenta alguns problemas, sendo eles:

- **Escolha das Ontologias:** a escolha de uma ontologia pode se tornar um processo político, uma vez que uma ontologia pode não ser totalmente adequada a todos os indivíduos ou grupos relacionados a algum domínio específico.
- **Criação e Evolução das Ontologias:** ontologias precisam ser criadas e evoluírem. Poucos trabalhos, entretanto, têm enfocado este aspecto, principalmente na língua portuguesa.
- **Bibliotecas de Ontologias:** a noção de biblioteca de ontologias está relacionada à independência entre elas. Desta forma, a interface entre estas ontologias se constitui em um problema, uma vez que cada uma delas pode ter sido desenvolvida em um contexto diferente.
- **Metodologia de Desenvolvimento:** este é considerado o principal problema relacionado às ontologias, principalmente pela falta de trabalhos descrevendo metodologias para seu desenvolvimento. Existe uma ausência de atividades padronizadas, ciclos de vida e métodos sistemáticos de desenvolvimento, assim como um conjunto de critérios de qualidade, técnicas e ferramentas. Isso faz com que o processo de criação de ontologias seja uma atividade quase "artística".

Existem sites de ontologia como o *Semantic Web Search* (SWOOGLE), é um site de busca para a Web Semântica, documentos, termos e dados encontrados na Web e, segundo informações do próprio site, podem ser encontradas mais de 10.000 ontologias.

1 Pode-se dizer que metadados são "dados sobre dados". Neste contexto, metadados referem-se à estrutura descritiva da informação sobre outro dado, o qual é usado para ajudar na identificação, descrição, localização e gerenciamento de recursos da Web.

5.2.2. Tipos de Ontologia

Ontologias podem ser classificadas quanto ao seu grau de formalismo, aplicação, conteúdo ou função (estrutura). Quanto ao grau de formalismo, as ontologias podem ser categorizadas em altamente informais, quando expressas em linguagem natural; semi-informais, quando expressas em linguagem natural de forma restrita e estruturada; semi-formais, expressas em linguagem artificial definida formalmente; e rigorosamente formais, onde os termos são definidos com semântica formal, teoremas e provas (MORAIS; AMBRÓSIO, 2007).

Segundo (SANCHES, 2017), a ontologia pode ser classificada em 5 (cinco) tipos/categorias, sendo eles:

- **Ontologias Genéricas:** são consideradas ontologias "gerais". Descrevem conceitos mais amplos, como elementos da natureza, espaço, tempo, coisas, estados, eventos, processos ou ações, independente de um problema específico ou domínio particular.
- **Ontologias de Domínio:** descrevem conceitos e vocabulários relacionados a domínios particulares, tais como medicina ou computação, por exemplo. Este é o tipo de ontologia mais comum, geralmente construída para representar um "micromundo".
- **Ontologias de Tarefas:** descrevem tarefas ou atividades genéricas, que podem contribuir na resolução de problemas, independente do domínio que ocorrem, por exemplo, processos de vendas ou diagnóstico. Sua principal motivação é facilitar a integração dos conhecimentos de tarefa e domínio em uma abordagem mais uniforme e consistente, tendo por base o uso de ontologias.
- **Ontologias de Aplicação:** descrevem conceitos que dependem tanto de um domínio particular quanto de uma tarefa específica. Devem ser especializações dos termos das ontologias de domínio e de tarefas correspondentes. Estes conceitos normalmente correspondem a regras aplicadas a entidades de domínio enquanto executam determinada tarefa.
- **Ontologias de Representação:** Explicam as conceituações que fundamentam os formalismos de representação de conhecimento, procurando tornar claros os compromissos ontológicos embutidos nestes formalismos.

A Figura 1.1 apresenta as ontologias de aplicação (MORAIS; AMBRÓSIO, 2007), conforme a explicação dos 5 (cinco) tipos/categorias de ontologias.

Figura 5.1: Ontologias de Aplicação

Fonte: Morais; Ambrósio, 2007

5.3. A Linguagem Web Ontology Language (OWL)

A OWL é recomendada pelo consórcio W3C como a principal linguagem para a construção de ontologias. Essa linguagem tem como objetivo principal atender às necessidades de aplicação da Web Semântica e ser efetivamente utilizada por aplicações que necessitem processar o conteúdo de informações, e não somente apresentar a visualização de informações.

A linguagem OWL é projetada para prover uma linguagem de Ontologia que possa ser usada para descrever, de uma forma natural, classes e relacionamentos em documentos e aplicações Web. Os elementos básicos para a construção de uma ontologia OWL são as classes, as instâncias das classes (indivíduos), propriedades e relacionamentos entre classes e instâncias.

A OWL possui 3 (três) sublinguagens incrementais projetadas para serem usadas por diferentes comunidades de implementadores e usuários:

- **OWL Lite:** é uma sublinguagem da OWL DL (description logics) que usa somente algumas características da linguagem OWL e possui mais limitações do que OWL DL ou OWL Full;
- **OWL DL:** é usada por usuários que queiram o máximo de expressividade, com completude (todas as conclusões são garantidas serem computáveis) e decidibilidade (todas as computações terminarão em um tempo finito) computacional. Ela inclui todas as construções da linguagem OWL, mas estas construções somente podem ser usadas sob certas restrições. A sigla DL possui correspondência com a lógica descritiva, uma área de pesquisa que estuda um fragmento particular da lógica de primeira ordem;
- **OWL Full:** é usada por usuários que queiram o máximo de expressividade e independência sintática de *Resource Description Framework* (RDF), sem nenhuma garantia computacional. A OWL Full e a OWL DL suportam o mesmo conjunto de construções da linguagem OWL, embora com restrições um pouco diferentes. Enquanto a OWL DL impõe restrições sobre o uso de RDF e requer disjunção de classes, propriedades, indivíduos e valores de dados, a OWL *Full* permite misturar OWL com RDF Schema e não requer a disjunção de classes, propriedades, indivíduos e valores de dados. Isto é, uma classe pode ser ao mesmo tempo uma classe e um indivíduo.

A escolha entre OWL Lite e OWL DL dependerá da necessidade das propriedades computacionais da Ontologia. A escolha de qual sublinguagem OWL para desenvolver a ontologia é do desenvolvedor, conforme a sua necessidade.

Existem outras linguagens para ontologia como a *Resource Description Framework* (RDF), Extensible Markup Language (XML), *Ontology Inference Layer* (OIL). (SANCHES, 2017) apresenta na Tabela 1.1, um comparativo entre as 3 (três) principais linguagens utilizadas na ontologia.

Tabela 1.1: Comparativo de Linguagens para Ontologias.

	OWL	RDF	OIL
Objetivo	É um documento XML, RDF, RDFS Originado De vários projetos: DARPA (DAML) + EU Project (OIL)	Tornar possível a especificação de regras semânticas para dados baseados em XML de maneira padronizável e interoperável. Definir um mecanismo independente de domínio. Definir um mecanismo para descrever recursos. Interoperável. Definir um mecanismo independente de domínio. Definir um mecanismo para descrever recursos.	Representação de uma semântica de informação acessível para a máquina *Web*.
Primitivas de Representação	Parecido com RDF, porém OWL, é uma linguagem com novas estruturas específicas para ontologias Enriquece o rdfs adicionando cardinalidade, equivalência e importação de recursos, restrições.	Especificação composta por rdfms e rdfs Representação por conjunto de triplas: recurso propriedade valor Objetos identificados por URI Elemento base é a sentença representada por grafos dirigidos. Usa *namespaces* para associar propriedades, *containers*, *statements* sobre *statements*.	
Propriedades lógicas	Baseado em classes e tudo é derivado de OWL: *thing*		
Vantagens	Subdividido em 3 sublinguagens: *Lite*, *DL* e *FULL*.	RDFs define o significado da estrutura usando os *tags* estabelecidos em seu modelo Provê *tags* para definir classes, subclasses e propriedades. Permite restrições de domínio e de valores (*range*) e, propriedades.	Consegue promover pesquisas em torno do conceito semântico contido das informações das páginas *Web* e não apenas através das palavras-chave.

5.4. Metodologias para Criação de Ontologias

Existem várias metodologias para a criação de ontologias. O intuito é de sistematizar a construção e a manipulação. As metodologias descritas, a seguir, são aquelas que hoje são as mais utilizadas tecnicamente pela comunidade científica, sendo elas:

- ***Methontology:*** é baseada na construção de ontologia a partir do conhecimento de um domínio. Suas atividades principais são especificação de requisitos, conceitualização do domínio do conhecimento, formalização do modelo conceitual em uma linguagem formal, implementação de um modelo formal e manutenção de ontologias implementadas. Esta metodologia possui ainda atividades de suporte desempenhadas durante o processo de construção da ontologia, isto é, aquisição do conhecimento, integração, avaliação, documentação e gerenciamento de configuração. Na Figura 1.2 são apresentadas as etapas da Methontology (MARAFFI, 2004).

Figura 5.2: Etapas da Methontology.

Fonte: Maraffi,2004

- ***Enterprise:*** é baseada em quatro fases vistas na Figura 5.3, isto é, identificação do propósito, identificação do escopo, formalização e documentação formal. A identificação do propósito determina o nível de formalidade que a ontologia deve ser descrita; na identificação do escopo uma especificação é produzida de acordo com o domínio que a ontologia precisa representar; a formalização é a criação do código, definições formais e axiomas relacionados à ontologia; a documentação formal é a fase em que a ontologia será documentada e as fases de identificação do escopo e formalização podem ser revistas (MORAIS; AMBRÓSIO, 2007).

Figura 5.3: Metodologia Enterprise

Fonte: MORAIS; AMBRÓSIO, 2007

- ***On-To-Knowledge:*** esta metodologia é baseada em quatro fases, como vistas na Figura 5.4 sendo: *kick-off*, refinamento, avaliação e manutenção. No *kick-off* os requisitos para a construção da ontologia são capturados e especificados, questões de competência são identificadas, ontologias potencialmente reutilizáveis são estudadas e uma primeira versão da ontologia é construída (MORAIS; AMBRÓSIO, 2007).

Figura 5.4: Metodologia On-To-Knowledge

Fonte: MORAIS; AMBRÓSIO, 2007).

- ***Systematic Approach for Building Ontologies (SABIO):*** é baseada na *Methontology.* Esta metodologia tem foco no desenvolvimento de ontologias de domínio, assim como distinção entre Ontologias de Referência e Ontologias Operacionais, ainda que o processo de desenvolvimento proposto sugira uma sequência na realização de suas atividades. SABIO não prescreve um modelo de ciclo de vida específico. Ao contrário, quaisquer modelos de ciclo de vida podem ser usados, mas sugere fortemente o uso de modelos de ciclo de vida incrementais e iterativos, como podem ser vistos na (Figura 5.5). Na ilustração percebe-se que a identificação e a captura sempre voltam para uma melhor identificação e os demais processos seguem todos em uma única direção (FALBO, 2015).

Figura 5.5: Metodologia SABIO

Fonte; FALBO, 2015

Existem outras metodologias voltadas à ontologia, as quais podem ser citadas: Metodologia *Gruninger* e *Fox*; Método *Uschold* e *King*; Método Kactus; Método 101; Ontologia SENSUS; Ontobio; *Medical Subject Headingns (MeSH)*; *Gene Ontology* (GO); *Open Biomedical Ontologies* (OBO); *Foundational Model of Anatomy* (FMA), SNOMED *Clinical Terms* (SNOMED CT).

Em todas as metodologias citadas temos a aquisição de conhecimento que muitas vezes depende de um especialista para nos passar e avaliar a ontologia desenvolvida, pois é o especialista da área de saúde, sendo um estágio envolvendo várias tarefas (entrevistas/perguntas, estudo de normas, manuais, relatórios, legislação, livros, artigos científicos, teses, estudos de caso, revisões literárias, observação de cenário), é o especialista que dirá como será a formalização da ontologia, é ele quem fará a avaliação da ontologia desenvolvida e que será implementada.

Abaixo temos os 9 (nove) passos da metodologia Methonology, por apresentar as características desejadas no que diz respeito à representação e detalhamento para a criação de ontologia que é uma das mais utilizadas, sendo:

- **Especificação:** objetiva a elaboração de um documento, reuniões, utilizando-se linguagem natural, contendo informações como: o principal objetivo da ontologia e seus demais propósitos;
- **Aquisição de Conhecimento:** busca as possíveis fontes de conhecimentos, tais como, entrevistas com especialistas do domínio, consulta a livros, artigos, manuais, normas, ontologias já existentes, entre outros. Apesar de ser um estágio inicial, deve estar presente em todos os outros;
- **Conceitualização:** considerada como a principal fase desta metodologia. Trata da estruturação do domínio do conhecimento, em um modelo conceitual. Baseia-se no vocabulário adquirido com as fases anteriores, objetivando a descrição dos problemas enfrentados e as suas possíveis soluções;
- **Formalização:** o modelo conceitual criado no estágio anterior é transformado em um modelo formal, ou seja, é representado por meio de uma linguagem formal, por uso de um software/aplicativo específico como o Protégé;
- **Integração:** objetiva a integração da ontologia que se está construindo as outras já existentes, como no site do Protégé do SWOOGLE, OBO, bem como, outras bases de ontologia, conhecidas para realizar a integração da ontologia construída. Envolvendo assim, a busca por ontologias que melhor se adequem à conceitualização utilizada;
- **Implementação:** o modelo conceitual gerado é implementado de forma a ser computável, podendo ser utilizado o software/aplicativo Protégé, que gera o arquivo OWL.
- **Avaliação:** trata da avaliação em si da ontologia desenvolvida e deve considerar os processos de verificação e validação;
- **Documentação:** auxilia na possível manutenção, e facilita uma de suas vantagens, a reutilização. Compõe-se por alguns elementos, como documentos de: especificação dos requisitos, alcançados após a especificação da ontologia; aquisição de conhecimento; modelo conceitual, obtido após a conceitualização; formalização e avaliação, como o modelo OWL, planilha com vocabulário, diagramas de bloco e fluxogramas desenvolvidos desde a conceitualização até a avaliação;
- **Manutenção:** constituem as alterações quando necessárias, para possíveis melhorias ou correções, podendo também ser disponibilizado em sites, como do Protégé e do SWOOGLE, para que outros pesquisadores contribuam com mais informações.

5.5. Aplicativos para criação e manutenção de Ontologias

Existem algumas ferramentas para a criação de ontologia, como; WebODE, *OntoEdit*, *Menthor Editor*, porém a mais utilizada é o Protégé.

O Protégé é uma ferramenta opensource multiplataforma que pode ser instalada no Windows, MacOSX e GNU/Linux para a construção da ontologia e para a construção de modelos de domínio e aplicações baseados no conhecimento de ontologias. É um ambiente de desenvolvimento de ontologias para a Web que torna mais fácil criar, carregar, modificar e compartilhar ontologias para visualização e edição colaborativa.

Atualmente, a versão estável do Protégé utilizada pela comunidade técnica científica é a versão 5.2, podendo ser baixada no link: (https://protege.stanford.edu/), na versão 5.0 foi implementado um plugin para importação de planilhas. Desde a versão 4.0, possui a interoperabilidade, que nas versões anteriores não possuía, não tendo a necessidade de refazer a ontologia criada, a qual utiliza inicialmente apenas os recursos padrão do aplicativo e a sua representação OWL, utilizada somente como um editor de ontologia, atualmente pode ser baixada a versão 5.5.0 beta do Protégé com inúmeras implementações novas e melhorias para avaliação da comunidade. Vale ressaltar que o Protégé é mais que um editor, ele é uma ferramenta de recursos "ilimitados" uma vez que permite instalar qualquer plugin.

O Protégé tem uma versão Web, que pode ser utilizada mediante a criação de um login. Existe uma comunidade forte onde é possível tirar dúvidas e fazer perguntas no Twitter e no Facebook. No site *Stack Overflow* é possível realizar pesquisas e perguntas sobre OWL. Na (Figura 5.6) é mostrada a versão 5.2 estável do Protégé.

Figura 5.6: Protégé Versão 5.2.

Para obter informações sobre ferramentas de criação de ontologia pode ser encontrado no site da W3C, mas, por se tratar de uma tarefa dispendiosa, na (Tabela 1.2) apresenta algumas ferramentas para a construção de ontologias criadas por (SANCHES, 2017).

Ferramenta	Descrição
OntoEdit	É um ambiente gráfico para edição de ontologias que permite inspeção, navegação, codificação e alteração de ontologias. O modelo conceitual é armazenado usando um modelo de ontologia que pode ser mapeado em diferentes linguagens de representação. As ontologias são armazenadas em bancos relacionais e podem ser implementadas em XML, FLogic, RDF(S) e DAML+OIL (MAEDCHE; VOLZ, 2001).
WebODE	É um ambiente para engenharia ontológica que dá suporte à maioria das atividades de desenvolvimento de ontologias. A integração com outros sistemas é possível, importando e exportando ontologias de linguagens de marcação. Integrado serviço de importação e exportação em XML, RDF(S), DAML + OIL, OWL, CARIN, FLogic, Jess, Prolog (WebODE, 2018).
Menthor Editor (ME)	O ME é uma ferramenta de modelagem multiplataforma que roda no Windows, GNU\Linux e MacOSX, sendo um software livre que constrói, valida e implementa as ontologias criadas utilizando a especificação OntoUML, baseada nos padrões da Unified Modeling Language (UML). Em conformidade com as distinções ontológicas de uma teoria bem fundamentada, com o nome de Unified Ontology Fundamental (UFO) (MENTHOR, 2018).
Protégé	É um ambiente interativo para projeto de ontologias de código aberto, que oferece uma interface gráfica para edição de ontologias e uma arquitetura para criação de ferramentas baseadas em conhecimento. A arquitetura é modulada e permite a inserção de novos recursos (PROTÉGÉ, 2018).

5.6 Ontologias Criadas na Área da Saúde

Existem muitas pesquisas utilizando a ontologia como foco principal, abaixo terá algumas pesquisas utilizando ontologia no âmbito da saúde realizadas por pesquisadores com o intuito de demostrar como a ontologia está sendo utilizada dentro da saúde, sendo alguns trabalhos como:

- Lunardi et al (2018), desenvolveram Um Modelo Ontológico Probabilístico para Assistir Pessoas com Declínio Cognitivo, fornecendo lembretes a um idoso, enquanto realiza suas atividades diárias, é uma atividade de suporte ao usuário.
- Sanches (2017), desenvolveu uma ontologia no tratamento da Neoplasia Mamaria (NM) o ONTO-MAMA:NM, esse modelo é uma ferramenta para auxiliar especialistas e estudantes da área da saúde no tratamento do câncer de mama. O modelo ontológico foi criado na linguagem *Web Ontology Language* (OWL), sua principal vantagem é a facilidade para expressar significados e semântica e aplicabilidade no processo de informações de forma automatizada. Por se tratar de um modelo aplicado à área médica, o ONTO-MANA-NM procura manter a compatibilidade com os padrões *Digital Imaging and Communications in Medicine* (DICOM) e *Health Level Seven International* (HL7), de modo a preservar a interoperabilidade das informações dos pacientes em ambientes hospitalares.
- Melo et al (2016), desenvolveram o ONTO-MAMA: Ontologia para Ensino e Aprendizagem de Estudantes, descreve o processo de construção de uma ontologia, denominada ONTO-MAMA, para auxiliar profissionais e estudantes da área médica especializados em oncologia. A ontologia desenvolvida permitirá ao usuário obter conhecimento de forma mais rápida e completa, pois, disponibilizará tanto informações conceituais, quanto imagens, vídeos e protótipos desenvolvidos em um ambiente de modelagem tridimensional (3D).
- Mendonça e Almeida (2015), desenvolveram o ONTOFORINFOSCIENCE: Uma Metodologia Detalhada para Construção de Ontologias e sua Aplicação no Domínio da Biomedicina, O objetivo dessa nova metodologia é auxiliar especialistas em Organização do Conhecimento a superar problemas relativos ao jargão técnico e a questões lógicas e filosóficas no desenvolvimento de ontologias. De forma a identificar esses problemas, a *OntoForInfoScience* foi criada por cientistas da informação durante o desenvolvimento da HEMONTO, uma ontologia de domínio sobre os componentes do sangue humano para hematologia e hemoterapia.
- Sabino e Heinzle (2015), desenvolveram uma ferramenta para construção de ontologia a partir de dados não estruturados¸ em que o trabalho utiliza a especificação de tags OWL da ferramenta Protégé para criar uma ontologia adaptado de Curilem (2002). A ontologia criada foi editada na ferramenta Protégé, demonstrando, assim, que ela é compatível com o padrão de tags OWL utilizado pela mesma.
- Elisa, Pickler, Ferneda (2014), desenvolveram um método para a utilização de ontologias na indexação automática. O trabalho apresenta diretrizes técnicas para a construção e utilização de ontologias no processo de indexação automática por meio de exemplos. Conclui-se que a utilização de ontologias no processo de indexação, permite não só agregar novos recursos ao processo de indexação, mas também pensar em novas e avançadas funcionalidades em um sistema de recuperação de informação.
- Neto (2013), desenvolveu o ONTOLIME: Modelo de Ontologia de Descrição de Imagens Médicas, que consiste em construir um modelo de ontologia de imagens médicas levando em consideração as imagens (humanas e de outros animais) a partir da terminologia da área da saúde e das informações referentes às imagens colhidas nos sites didáticos, visando o acesso e a recuperação da informação imagética na área da saúde, com maior valor agregado.

- Souza, Falbo, Vijaykumar (2012), desenvolveram o uso de ontologias na garantia da qualidade e melhoria de processos. O trabalho apresenta uma visão geral do estudo da arte das ontologias e seu uso na garantia da qualidade e na melhoria de processos de software.
- Isac e Conci (2011), desenvolveram o uso de ontologias para a manipulação de imagens relacionadas ao câncer de mama. O trabalho apresenta um estudo sistemático de aplicações que utilizam ontologias como ferramenta para a manipulação em imagens médicas relacionadas ao câncer de mama, descrevendo as principais características de sistemas que as utilizam.
- Klavdianos et al. (2011), desenvolveram uma ontologia da anatomia da mama feminina (ONTO-MAMA). Os autores criaram uma ontologia da anatomia da mama em que a primeira etapa do projeto foi a elaboração de ontologia para a descrição do procedimento médico da punção da mama por agulha fina e a construção do ambiente de realidade virtual.
- Guizzardi et al. (2009), desenvolveram ontologias de fundamentação e modelagem conceitual¸ o trabalho tem objetivo de apresentar o grupo do Núcleo de Estudos em Modelagem Conceitual e Ontologias (NEMO), organizado como parte do programa de difusão internacional de pesquisas e educação em ontologias da International Association on Ontologies and Applications (IAOA), através do seu *International Outreach Subcommite*.
- Freitas, Schulz, Moraes (2009), fizeram uma pesquisa de terminologias e ontologias atuais em biologia e medicina. O trabalho apresenta uma estrutura descritiva, compara os sistemas em termos de seus elementos de arquitetura, expressividade e cobertura, além de analisar a natureza das entidades que eles denotam. Em especial, examina a Classificação Internacional de Doenças (CID), *Medical Subject Headings* (MeSH) Cabeçalhos Médicos, *Gene Ontology* (GO) Ontologia Genética, *Systematized Nomenclature of Medicine* - Clinical Terms (SNOMED – CT) Nomenclatura Sistematizada de Medicina – Termos Clínicos, *Generalized Architecture for Languages, Encyclopaedias and Nomenclatures* (openGALEN), Arquitetura Generalizada de Linguagens, Enciclopédias e Nomenclaturas, *Foundational Model of Anatomy* (FMA), *Unified Medical Language System* (UMLS) Sistema Unificado de Linguagem Médica e *Open Biomedical Ontologies* (OBO) *Foundry* Oficina de Ontologias Biomédicas Abertas.
- Lichtenstein, Sigulem, D. Md (2008), criaram uma ontologia em saúde com a ferramenta Protégé no padrão OWL e descreveram conceitos importantes sobre a ferramenta de edição e administração de ontologias Protégé e o padrão OWL (linguagem e ontologia para web), que foi o primeiro padrão semântico "completo" adotado pelo Consórcio WWW e as comunidades de IA e Informática em Saúde.
- Morais, Ambrósio (2007) realizaram o estudo de Ontologias: conceitos, usos, tipos, metodologias, ferramentas e linguagens, com o objetivo de descrever os conceitos de ontologia, seus principais usos, tipos, metodologias de desenvolvimento, ferramentas de especificação e linguagens de representação.

5.7. Considerações Finais

A crescente complexidade de ontologias existentes na Internet e o grande volume de dados exigem processos de formalização e recuperação cada vez mais sofisticados, apresentando novos desafios. A ontologia pode ajudar nessa formalização e recuperação de informações e pode-se observar que as ontologias desenvolvidas voltadas à saúde são fundamentais, confiáveis e precisas, além de utilizarem uma metodologia de criação de ontologia, como a Methontology, que seguida corretamente gera um modelo OWL e vários documentos para sua manutenção e melhoramento por pesquisadores e usuários na Web. Pode-se concluir, ainda, que todas as ontologias desenvolvidas na área da saúde sempre têm a supervisão de um especialista, o qual informa os caminhos para formalização e é quem também avalia e valida a ontologia.

Referências

ELISA, M.; PICKLER, V.; FERNEDA, E. Um Método para a Utilização de Ontologias na Indexação Automática. **Informação & Tecnologia (ITEC)**, v. 1, n. 2, p. 13–33, 2014.

GUIZZARDI, G. et al. Ontologias de Fundamentação e Modelagem Conceitual. **II Seminário de pesquisa em Ontologia do Brasil**, n. i, p. 1–6, 2009.

KUECHLER, William L. Business applications of unstructured text. Communications of ACM, New York, v. 50, n. 10, p. 86–93, out. 2007.

MARCACINI, Ricardo M.; MOURA, Maria F.; REZENDE, Solange O. O uso da mineração de textos para extração e organização não supervisionadas de conhecimento. Revista de Sistemas de Informação da FSMA, Macaé, v. 1, n.7, p. 7-21, nov. 2011.

MORAIS, E. A. M.; AMBRÓSIO, A. P. L. Ontologias: conceitos, usos, tipos, metodologias, ferramentas e linguagens. p. 21, 2007.

ONTOBRAS - Seminário de Pesquisa em Ontologias do Brasil. Disponível em <http://cleilaclo2018.mackenzie.br/pt/ontobras-2018.html> acessado em Outubro de 2019.

SANCHES, H. M. **ONTO-MAMA-NM: UM MODELO ONTOLÓGICO DE TRATAMENTO DE NEOPLASIA MAMÁRIA**. Tese (Mestrado) – Faculdade Gama, Universidade de Brasília, Brasília, 2017.

W3C - World Wide Web. Disponível em <http://www.w3.org> acessado em Outubro de 2018.

6. INOVAÇÕES TECNOLÓGICAS PARA O ACOMPANHAMENTO DA INGESTÃO DE ALIMENTOS

Ingridy Marina Pierre Barbalho[1], Patrício de Alencar Silva[2] e Cicilia Raquel Maia Leite[3]

1. Mestre e Docente da Universidade Federal Rural do Semi-Árido (UFERSA).
2. Doutora e Docente da Universidade do Estado do Rio Grande do Norte (UERN).
3. Doutor e Docente da Universidade Federal Rural do Semi-Árido (UFERSA).

Abstract

Faced with the evolution of technology, contemporary society has benefited in several aspects. Some daily activities are carried out in front of the insertion of new techniques and tools developed, providing more convenience for those who use them. In view of the growing relationship between technologies and the health area, several equipment / systems are developed to assist in the monitoring of diseases, as well as help in prevention and diagnosis, enabling communication between health professionals and patients. Thus, this chapter seeks, through a bibliographical study, to identify scientific productions that approach techniques and tools capable of monitoring food intake in humans, that can contribute significantly to patients' quality of life.

Keywords. Monitoring of food intake, Mobile Health, Smart techniques.

Resumo

Diante da evolução da tecnologia, a sociedade contemporânea vem sendo beneficiada em diversos aspectos. Algumas atividades do cotidiano são realizadas diante da inserção de novas técnicas e ferramentas desenvolvidas, proporcionando mais comodidade para quem as utiliza. Tendo em vista a crescente relação das tecnologias com a área da saúde, vários equipamentos/sistemas são desenvolvidos para auxiliar no monitoramento de doenças, bem como na prevenção e diagnóstico, possibilitando a comunicação entre profissionais da saúde e pacientes. Dessa forma, o presente capítulo busca, através de um estudo bibliográfico, identificar produções científicas que abordam técnicas e ferramentas capazes de monitorar a ingestão de alimentos em seres humanos, que podem contribuir significativamente com a qualidade de vida dos pacientes.

Palavras-chave. Monitoramento da ingestão de alimentos, Saúde Móvel, Técnicas Inteligentes.

6.1. Introdução

É notório que as Tecnologias da Informação e Comunicação (TIC) estão se expandido para diferentes áreas do conhecimento. Fato este é evidenciado nas diversas atividades que, ao passar dos anos, apresentaram evolução na realização de processos decorridos da utilização de recursos tecnológicos. Na área da saúde não é diferente, sendo perceptível que tais recursos estão se tornando mais adaptados à realização de atividades da área, por exemplo, a utilização de dispositivos móveis para o acompanhamento do tratamento e/ou recuperação de pacientes, diagnósticos, divulgação de cuidados e/ou vigilância relacionada à saúde [Valenza, 2014]. Em alguns casos, o Equipamento Médico Assistencial (EMA) é utilizado em ações relacionadas a diagnósticos e terapia para a saúde dos pacientes [Lucatelli, 2002]. De acordo com a Resolução-RDC Nº 2, de 25 de janeiro de 2010, o EMA pode ser conceituado como equipamento ou sistema de uso ou aplicação médica, odontológica ou laboratorial, utilizada direta ou indiretamente para diagnóstico, terapia e monitoração na assistência à saúde da população [Anvisa, 2010].

Diversos dispositivos/equipamentos são desenvolvidos com o intuito de auxiliar o profissional da saúde a otimizar algumas de suas atividades rotineiras, principalmente quando se trata de casos que necessitam de acompanhamento e diagnósticos mais detalhados [Dias et al., 2016], [Nachabe et al., 2015], [Besaleva; Weaver, 2014]. Neste cenário surge o conceito de *Mobile Health* (*mHealth*), que consiste na realização da prática médica através da utilização dos dispositivos móveis [Who et al., 2011]. Para o seu funcionamento, são desenvolvidos aplicativos, sistemas e/ou ferramentas que conectam pacientes a médicos, permitindo a troca de informação entre ambos [Tennina et al., 2014]. A tecnologia *mHealth* está ganhando mais funcionalidade, credibilidade e relevância no contexto atual. Isso ocorre devido à possibilidade de fornecer serviços médicos em locais de difícil acesso, permitindo o acompanhamento diário de pacientes em tratamentos [Eysenbach et al., 2011].

Em alguns casos, esses dispositivos/equipamentos processam as informações coletadas para que sejam repassadas à equipe médica com o intuito de auxiliar em decisões futuras. Para que isso aconteça de forma mais prática, é imprescindível a presença de técnicas de Inteligência Artificial (IA) que sejam capazes de expor resultados e avaliações semelhantes ao raciocínio humano. Destaca-se, desenvolvimento de sistemas específicos direcionado para o monitoramento, prevenção, diagnóstico e/ou tratamento de uma doença, com o uso de técnicas como: Redes Neurais Artificiais (RNA) [Haykin, 2007], Lógica Fuzzy [Shaw, 1999], Máquina de Vetores de Suporte, do inglês *Support Vector Machine* (SVM) [Steinwart; Christmann, 2008], entre outros. Dessa maneira, a fase de avaliação e classificação dos dados torna-se bastante criteriosa quando se pretende chegar a conclusões mais exatas.

O monitoramento de algumas doenças está se tornando mais acessível devido à popularização da tecnologia *M-Health*, como no caso das doenças relacionadas à dificuldade de deglutição. Na literatura, é possível identificar a utilização dos sistemas de monitoramento de ingestão de alimentos para diversos problemas relacionados aos distúrbios alimentares, tais como: acompanhamento de dietas, controle da obesidade, monitoramento de pacientes com disfagia orofaríngea, entre outros.

Diante do contexto apresentado, esse capítulo aborda um estudo bibliográfico dos diversos equipamentos de monitoramento de ingestão de alimentos, objetivando identificar se os mesmos estão utilizando técnicas de IA capazes de realizar o auxílio necessário para paciente com problemas relacionado à deglutição de alimentos. Por conseguinte, também serão abordados conceitos sobre *mHealth* e o processo de ingestão de alimentos. Logo após, serão detalhados os principais equipamentos encontrados na literatura, desenvolvidos para o monitoramento da ingestão de alimentos. Assim, pretende-se apresentar uma breve discussão sobre esses equipamentos, mostrando a sua importância durante o tratamento de diversas doenças relacionadas ao assunto abordado.

6.2. Monitoramento remoto da saúde: Desafios e Aplicações da Tecnologia *mHealth*

O cenário atual relacionado ao sistema de saúde do Brasil apresenta um grande déficit em seu funcionamento, necessitando, assim, de algumas reformas para melhorar o acesso ao cuidado com a saúde da população. De acordo com Paim et al. (2011) houve avanços relacionados ao investimento em recursos humanos e à ciência e tecnologia aplicada a essa área, porém, ainda há muito a ser realizado. As principais dificuldades pertinentes à assistência à saúde expostas por países como o Brasil, engloba o controle de custos, o aumento da eficiência, a garantia da qualidade da atenção e da segurança do paciente, a provisão de acesso a cuidados abrangentes, a coordenação com a atenção básica e a inclusão de médicos na resolução de problemas [PAIM et al., 2011].

Os recursos tecnológicos desenvolvidos podem reduzir algumas dificuldades mostradas anteriormente. Com a sua inserção na área da saúde, a comunicação entre pacientes e médicos em tempo real, por exemplo, pode melhorar a qualidade de atenção com o paciente possibilitando cuidados abrangentes. Os recursos mais utilizados atualmente para troca de informações são: computadores pessoais e dispositivos móveis.

Diante de uma gama de funcionalidades e da sua comodidade, o uso dos dispositivos móveis tem crescido de forma explosiva, no qual o número de usuários muitas vezes corresponde a mais da metade da população em alguns países [ITU, 2014]. A sua utilização pode beneficiar diversos setores quando o assunto está relacionado à troca de informação. Chamadas telefônicas e mensagens de texto são as características mais simples apresentadas pelos dispositivos móveis atuais. Estes aparelhos apresentam aplicativos que funcionam com o auxílio da internet e são capazes de capturar, armazenar e transferir dados. De fato, os dispositivos móveis não são apenas dispositivos direcionados para a obtenção de dados, eles podem também auxiliar os profissionais da saúde a diagnosticar as doenças usando, por exemplo, algoritmos específicos que podem estar integrados aos aparelhos.

A utilização dos dispositivos móveis como recursos para otimizar processos na área da saúde é referenciada como *Mobile Health (mHealth)* ou saúde móvel. De acordo com Who et al. (2011), o *mHealth* pode ser conceituado como práticas médicas fornecidas através do uso de aparelhos móveis, tais como, smartphones, tablets, computadores pessoais, entre outros. A sua utilização engloba desde serviços de mensagens curtas, do inglês *Short Messaging Service* (SMS), a atividades mais complexas como obtenção e transferência de dados, serviços de telefonia móvel, sistema de posicionamento geográfico, do inglês *Global Positioning System* (GPS), entre outros. A grande evolução e popularização dos dispositivos móveis proporcionou aos seus usuários acesso a diversos serviços independente da sua localização, com a ideia de acesso a informações a qualquer hora e em qualquer lugar [Figueiredo; Nakamura, 2003]. Isso acontece devido ao conceito que envolve processamento, mobilidade e comunicação sem fio, que se torna adequado para aplicação em sistemas *mHealth*, proporcionando, assim, a expansão do atendimento a serviços de saúde a pacientes que residem em locais de difícil acesso e/ou em locais com ausência de atendimento médico.

O *mHealth* pode ter diversas aplicações na área médica. As principais são citadas a seguir [Fava, 2014]:

- **Gestão de reservas.** Em locais de difícil acesso, a população fica totalmente dependente da disponibilização de medicamentos dos postos de saúde. Quando esses postos deixam de dispor medicamentos, essa informação deveria chegar rapidamente aos postos de recarga para que os medicamentos ausentes fossem repostos. Com a aplicação do *mHealth*, nesse caso, a troca de informações seria mais eficiente, proporcionando rapidez neste processo.
- **Vigilância sobre doenças.** Em alguns lugares, as informações sobre os casos de doenças específicas são recolhidas por meio de formulário de papel. Com a tecnologia do *mHealth*, essas informações podem ser registradas em formato digital e transmitidas de imediato, podendo contribuir em dados estatísticos. Com isso, mensagens de alerta podem ser enviadas de acordo com as estatísticas existentes, colaborando para a prevenção e surto de doenças graves.

- **Identificação e rastreio do paciente.** O *mHealth* pode auxiliar no monitoramento de pacientes diagnosticados com uma determinada doença ou problema que necessita de monitoramento para registrar a evolução da situação do paciente. Esse método facilita o rastreio de pacientes que retornam ao centro de saúde através da consulta do seu histórico como paciente.
- **Campanhas de divulgação ou aviso.** Os dispositivos móveis são utilizados com frequência por organizações de saúde em países desenvolvidos para divulgação de mensagens relacionadas à saúde. De fato, algumas comunidades apresentam condições precárias relativas às tecnologias. Porém, se pelo menos uma pessoa de cada comunidade dispor de um dispositivo móvel, com acesso a informações importantes sobre a saúde, estas poderiam orientar os demais membros da comunidade disseminando fatos atuais relacionados à saúde.
- **Instrumento para diagnóstico.** Aplicativos para dispositivos móveis podem incluir algoritmos que auxiliam os profissionais da saúde, durante as visitas dos pacientes, oferecendo linhas de orientação para diagnósticos e tratamentos.

A Figura 6.1 apresenta a arquitetura e o funcionamento de um projeto mHealth implantado em uma aldeia dos países da África. O COOPI (Cooperação Internacional, do italiano *Cooperazione Internazionale*) desenvolveu o sistema supracitado com o objetivo de monitorar a gestão de reservas de medicamentos em clínicas das aldeias e o surto de doenças. As clínicas das aldeias são administradas por funcionários governamentais, Assistentes da Vigilância de Saúde (HSA, do inglês *Health Surveillance Assistants*), cuja missão é realizar visitas básicas aos moradores da aldeia e fornecer medicamentos básicos. As informações adquiridas pelos HSA são organizadas nos dispositivos móveis com o auxílio do Excel e demais ferramentas (Open Data Kit – ODK), e posteriormente enviadas para a plataforma do projeto por meio da internet. Essas informações ficam disponíveis no site do projeto, no qual o Programa de Gestão Integrada de Doenças Infantis (IMCI, inglês *Integrated Management of Childhood Illness*) tem acesso às informações e, com isso, podem enviar alarmes e advertências para os envolvidos no projeto encontrado nas aldeias. Ou seja, o sistema apresentado mostra a troca de informações mais eficaz entre profissionais envolvidos que se encontram geograficamente distantes, proporcionando soluções para problemas encontrados em locais que não possuem o número de profissionais suficientes para atender à demanda necessária.

Figura 6.1. Arquitetura do sistema de monitoramento das clínicas nas aldeias dos países Africanos.

Fonte: [Fava, 2014]

Consulting (2009) relata que a saúde dos pacientes que utilizam algum recurso de *mHealth* melhorou em três aspectos diferentes. Apresentou melhora no cumprimento do regime de tratamento, na sensibilização da população e no acompanhamento da doença. Ademais, ainda apresenta vantagens como: supera as dificuldades da grande extensão geográfica, reduz os custos relativos à saúde e torna mais acessível os serviços de saúde a diferentes públicos. Porém, a implantação do *mHealth* para sanar os problemas de saúde ainda encontra barreiras. Ainda há parte da população que não possui habilidade suficiente para manipular os dispositivos móveis, levando à tona o receio de utilizar novas tecnologias. É válido lembrar que a infraestrutura de equipamentos utilizados para o armazenamento e transmissão de dados podem não garantir ao paciente total privacidade, confidencialidade e impedimento de atitudes maliciosas [Feng, 2011].

6.3. O processo da Ingestão de Alimentos

A ingestão de alimentos é um processo essencial e está intimamente relacionada ao estado nutricional dos seres humanos [Oliveira et al., 2008]. Conforme Päßler e Fischer (2011), o processo de ingestão de alimentos pode ser dividido em dois subprocessos: a mastigação e a deglutição.

A mastigação é um dos processos mais importantes do sistema estomatognático, no qual seu objetivo é fragmentar os alimentos em partículas cada vez menores para facilitar o processo de deglutição [Oliveira et al., 2016]. Os movimentos mandibulares, mesmo sendo uma atividade voluntária, acontecem naturalmente de maneira automática durante a mastigação, principalmente quando se trata de alimentos com consistência sólida. A deglutição, por sua vez, consiste em um processo contínuo com o objetivo de conduzir o alimento da boca ao estômago [Saconato; Guedes, 2009].

A dificuldade de deglutição pode ser considerada um tipo de deficiência que proporciona consequências severas ao estado de saúde de um paciente. Em alguns casos, essa dificuldade é diagnosticada como Disfagia Orofaríngea, um sintoma bastante comum em doenças neuromusculares degenerativas, encefalopatias, demências, traumas de cabeça ou pescoço, Acidente Vascular Encefálico (AVE) [Santos, 2015], efeitos colaterais de medicamentos ou quadro degenerativo próprio de envelhecimento [Santoro, 2008]. Quando diagnosticada precocemente, há grandes chances de recuperação [Sivertsen; Graverholt; Espehaug, 2017]. Porém, quando diagnosticada de forma tardia, seu tratamento passa por fases mais complexas e demoradas, necessitando de acompanhamento mais detalhado. O paciente com dificuldade de deglutição pode ter consequências graves causadas pela interrupção da alimentação, podendo ocasionar danos relacionados ao estado nutricional, aspectos psicológicos, social e, em alguns casos, levar o paciente a óbito [Silva, 2015]. Além da Disfagia, existem outras dificuldades relacionadas ao processo de ingestão de alimentos que podem causar consequências severas ao estado de saúde do ser humano, como é o caso da obesidade. Muitas vezes, nessas ocasiões, é necessário grandes providências para reverter o quadro grave de pessoas obesas. O acompanhamento de dietas é um processo essencial para se alcançar bons resultados.

O paciente com doenças relacionadas ao processo de ingestão de alimentos precisa de maior atenção. Quando monitorado diariamente, é possível perceber se houve progressão e, a partir disso, tomar medidas que possam auxiliar em sua recuperação. O histórico das refeições do paciente, contendo informações precisas sobre o seu estado, pode auxiliar a equipe médica a mostrar um diagnóstico mais exato. Diante desse contexto, surge a necessidade de desenvolvimentos de sistemas que auxiliem esse processo, proporcionando informações importantes aos profissionais de saúde envolvidos nesse processo.

6.4. Sistemas de Monitoramento de Ingestão de Alimentos

Na literatura, é possível identificar a utilização dos sistemas de monitoramento de ingestão de alimentos para diversos problemas relacionados aos mais variados distúrbios alimentares. De maneira complementar, as técnicas inteligentes e/ou a tecnologia mHealth são fundamentais para que os dispositivos desenvolvidos atinjam os seus objetivos. Os trabalhos encontrados buscam o aperfeiçoamento de técnicas que auxiliam o tratamento, diagnóstico de distúrbios, e o monitoramento relacionado aos problemas de deglutição. Para realizar os auxílios supracitados, é necessário analisar e classificar dados extraídos do processo da ingestão de alimentos, e, assim, gerar resultados significativos que auxiliam no monitoramento de paciente e em futuras decisões.

Existem diferentes métodos capazes de captar informações durante o processo de deglutição, apresentando dados relevantes para gerar resultados exatos. Um método bastante utilizado para esse processo é a capitação de vibrações durante a deglutição, em que uma placa de acelerômetro e giroscópio é o equipamento responsável por capturar essas vibrações, gerando dados para a etapa de análise e classificação de dados [Almeida, 2013]. Outro recurso encontrado na literatura para realizar a mesma função é o microfone de alta qualidade, também conhecido como laringofone, que se mostra capaz de captar sinais sonoros durante o processo de deglutição. A Figura 6.2 apresenta a placa de acelerômetro e giroscópio, além de um microfone de alta qualidade que podem ser utilizados para o processo de captação de sinais durante o processo de ingestão de alimentos.

Figura 6.2. Equipamentos utilizados para aquisição de dados. a) Placa de acelerômetro e giroscópio b) Microfone de alta precisão.

Dudik et al. (2015) procuram identificar as diferenças entre os métodos que realizam a captação de informações através do acelerômetro e microfone de alta qualidade durante o processo de deglutição. A captação de sinais sonoros e vibrações foram realizadas simultaneamente através da fixação dos dois aparelhos no pescoço de voluntários da pesquisa. As informações adquiridas passaram por técnicas de pré-processamento de dados. Posteriormente, foi efetuada a filtragem de sinais e remoção de ruídos externos para que as informações fossem avaliadas com mais nitidez. Após esse processo, foram realizadas diferentes análises estatísticas nas informações adquiridas pelo acelerômetro e microfone. Os resultados apresentados retratam a existência da diferença entre os métodos. Porém, tais resultados não se mostraram satisfatórios, pois estudos anteriores consideram os aspectos dos dois métodos idênticos.

Para melhorar a captação de sons em diversos ambientes, foi desenvolvido um algoritmo para separar ruídos do ambiente e dos sons produzidos pela mastigação [Olubanjo; Moore; Ghovanloo, 2016]. Em seu trabalho,

técnicas de detecção de sons foram utilizadas para separar os sons gerados pela mastigação e o barulho detectado ao fundo da gravação. O intuito é obter informações relevantes no processo de ingestão de alimentos em ambientes barulhentos. A medida estatística de correlação foi utilizada para a obtenção e análises dos sons existentes na gravação do processo de mastigação. Com isso, o algoritmo mostrou-se eficiente e pode ser utilizado em locais agitados, proporcionando a captação dos dados com a eliminação da interferência de ruídos sonoros externos.

Além dos métodos de captação de sinais já citados, existem outros métodos que se mostram eficientes para o monitoramento da ingestão de alimentos. Dong et al. (2013), por exemplo, apresentam um sistema não invasivo que funciona com base na observação da respiração contínua de uma pessoa. O sinal da respiração é coletado por cintos apropriados, instalados na região do tórax e abdômen e, posteriormente, transmitido para um smartphone através da conexão bluetooth, como mostra a Figura 6.3.

Figura 6.3. Sistema de monitoramento de ingestão de alimentos.

Fonte: Adaptada de Dong et al. [2013]

Nesse sistema, quando a respiração contínua é interrompida, significa que há possibilidade de estar acontecendo o processo de deglutição. Quando coletados, os sinais são analisados pela técnica probabilística SVM, indicando se houve ou não a ingestão de alimentos. Finalmente, os resultados são enviados para dispositivos em nuvem, permitindo o monitoramento remoto da deglutição.

Os sistemas de monitoramento de ingestão de alimentos mostram-se eficientes para os mais diversos problemas relacionados à deglutição de alimentos, como por exemplo, o acompanhamento de pessoas obesas. Nesse contexto, Mendi et al. (2013) desenvolveram um sistema para auxiliar no controle da alimentação de pessoas obesas e/ou com excesso de peso. O seu sistema conta com um acelerômetro sem fio, fixado ao pulso do usuário para a aquisição de vibrações durante as refeições. Essas informações capturadas são enviadas ao dispositivo móvel por meio da conexão bluetooth. Logo após, um filtro de suavização gaussiana é aplicado aos dados com o intuito de reduzir os ruídos existentes. Assim, o sistema se torna capaz de identificar a mordida através dos picos gerados durante a refeição do usuário. Com isso, o sistema detecta e conta a quantidade de mordidas (picos) realizadas durante a refeição e fornece o feedback em tempo real sobre a velocidade da mastigação, possibilitando ao usuário o controle de velocidade durante sua refeição. A Figura 6.4 apresenta a visão geral do sistema de monitoramento desenvolvido pelos autores.

Figura 6.4. Visão geral do sistema de monitoramento.

Fonte: Adaptada de Mendi et al. [2013]

Ainda no mesmo contexto, Liu et al. (2012) apresentam uma proposta de desenvolvimento de um dispositivo para o monitoramento do comportamento alimentar, com a finalidade de prevenir a obesidade. Além de identificar o processo de ingestão de alimentos, esse sistema mostra-se capaz de classificar variadas ações relacionadas a esse processo. O dispositivo é composto por um sensor weareable que fornece informações detalhadas sobre os hábitos alimentares de uma pessoa. O sensor é composto por um microfone e uma câmera fixada na orelha. O microfone tem a função de captar os sinais sonoros e classificá-los como áudio relativo ao processo de deglutição ou aos demais processos. Quando o processo de deglutição é identificado, a câmera é acionada e capta uma sequência de vídeo para a análise. Os vídeos possuem imagens da refeição do utilizador do dispositivo, em tempo real, gerando, assim, um diário alimentar. Uma rede neural utilizando máquina de aprendizagem extrema é aplicada na classificação do áudio nas principais ações como: mastigação, fala e ingestão de alimentos líquidos.

Assim como o sistema anterior, Li et al. (2013) propõem a implementação de um sistema sensorial capaz de reconhecer as atividades orais humana (comer, beber, tossir e falar). Isso acontece através da implantação de uma pequena placa de sensor com acelerômetro incorporado a dentes artificiais instalados no interior da boca, como mostra a Figura 6.5. As informações adquiridas pelas placas são repassadas para um dispositivo móvel por meio da conexão bluetooth para que o processamento de dados seja executado, e, assim, chegue à classificação da atividade realizada. Os experimentos realizados apresentaram alto valor de precisão com relação à classificação das atividades. A fixação do sensor no interior da boca permite capturar movimentos das atividades orais com mais precisão, dado esse que pode ser visto como vantagem. Porém, mesmo com a alta precisão da captura de dados e da classificação, é importante ressaltar que existe a possibilidade de deglutição de sensor devido ser um equipamento invasivo. Isso pode ser visto como um critério negativo, já que a segurança do paciente é um fator primordial para esses sistemas.

Figura 6.5. Placa de acelerômetro embutida na prótese dentária.

Fonte: Adaptada de Li et al. [2013]

Em alguns casos, para auxiliar no processo de tratamento de pacientes, é necessário obter informações mais detalhadas sobre o processo de deglutição do alimento, como por exemplo, identificar o tipo físico do alimento que o paciente está deglutindo. Com o intuito de suprir essa necessidade, Bi et al. (2016) propõem um sistema wearable não invasivo com o objetivo de monitorar diariamente a ingestão de alimentos e reconhecer o tipo físico do alimento que foi deglutido. O software embarcado juntamente com o microfone de alta precisão, são utilizados para capturar sinais acústicos durante o ato da deglutição, como mostra a Figura 6.6.

Figura 6.6. Aparelhos utilizados para captura de dados.

Fonte: Bi et al., [2016]

Os dados adquiridos são pré-processados e enviados para um dispositivo móvel via bluetooth, no qual, o tipo do alimento é reconhecido através da adoção de um algoritmo baseado em árvore de decisão. Os Modelos Ocultos de Markor são utilizados para identificar os eventos de mastigação e deglutição. Com a finalidade de aprimorar esse sistema, foi desenvolvida uma aplicação para o smartphone, que agrega os resultados de reconhecimento de consumo alimentar de forma prática e acessível ao usuário e fornece sugestões sobre alimentação saudável, tais como, melhores hábitos alimentares ou equilíbrio nutricional. Experimentos abordam o elevado nível da acurácia relativos à classificação dos alimentos líquidos e sólidos. A Figura 6.7 apresenta as telas do aplicativo desenvolvido para auxiliar no monitoramento de doenças relacionadas à nutrição dos pacientes.

Figura 6.7. Telas do aplicativo AutoDietary.

Fonte: Bi et al., [2016]

Com o intuito de auxiliar no tratamento do problema da Disfagia, o Sistema de Monitoramento de Ingestão de Alimentos (sMIA) proporciona um acompanhamento detalhado sobre o estado do paciente [Moreira, 2015]. O sMIA é um dispositivo mHealth não invasivo utilizado no tratamento de pacientes com problemas de Disfagia. Sua principal funcionalidade é identificar o movimento gerado durante o processo de deglutição e classificá-lo em sólido ou líquido. O dispositivo também tem a funcionalidade de enviar informações sobre o processo de deglutição do paciente para os profissionais de saúde envolvidos, gerando o diário alimentar de pessoas com problemas de Disfagia, contendo informações sobre o total de refeições realizadas durante o dia e a sua duração. O dispositivo conta com a presença de um microfone, um acelerômetro e um giroscópio para a aquisição dos dados. Em seguida, os dados são enviados para uma Rede Neural Artificial (RNA) já treinada para que o processo de classificação seja realizado, proporcionando detalhes sobre a alimentação do paciente.

O diagnóstico precoce é essencial para o tratamento de paciente com Disfagia. Dessa maneira, Spadotto et al. (2008) propõe um sistema para o diagnóstico da Disfagia orofaríngea. Em sua obra, destacam-se, dentre as suas principais características, que os sinais são extraídos por uma Transformada Wavelet durante o processo de deglutição e a classificação da Disfagia é realizada através de um classificador de padrões chamado Optimum Path Forest (OPF). Também foi utilizado um algoritmo SVM para a identificação da Disfagia. Com o intuito de comparar os resultados de ambas as técnicas, foram realizados experimentos nos quais os resultados apontam que o classificador OPF obteve 85,2% de precisão, superando o algoritmo SVM, com 80,2% de precisão nos resultados.

A atividade de medição do comportamento muscular que descreve o processo de deglutição é realizada através da eletromiografia de superfície, do inglês Surface Electromyography (sEMG), que consiste em um método simples e não invasivo. Diante deste conceito, Chou et al. (2015) propôs avaliar com maior precisão a coordenação da deglutição nos casos em que a Disfagia está presente. Foi projetado um dispositivo de monitoramento portátil e sem fio com o objetivo de medir o comportamento muscular durante o processo de deglutição, realizando, assim, os conceitos abordados pelo sEMG. Para este estudo, foi desenvolvido um algoritmo de detecção de padrões musculares a fim de extrair e analisar as características da deglutição diferencial dos padrões sEMG. Os resultados dos experimentos apontam características significativamente diferentes de pacientes com Disfagia e pacientes saudáveis, podendo, assim, identificar com mais precisão pacientes com Disfagia.

Tendo em vista que a dificuldade de deglutição e/ou Disfagia é um sintoma bastante comum em diversas doenças, Barbalho (2018) desenvolveu um Equipamento Médico Assistencial que tem como objetivo otimizar o processo de monitoramento remoto de pacientes portadores desse sintoma. As principais funcionalidades do EMA desenvolvido consiste em monitorar o processo de ingestão de alimentos, identificando o tipo físico do alimento deglutido (sólido, líquido e pastoso) pelo paciente e, a partir disso, gerar um histórico alimentar com informações detalhadas para a equipe médica. Para este fim, os dados da mastigação e deglutição são capturados através da utilização de um acelerômetro e um laringofone conectados a um dispositivo móvel. Quando capturados, os dados são enviados para um servidor remoto por meio da conexão com a internet. Uma vez armazenados no servidor, os dados são analisados e classificados e, posteriormente, disponível para a equipe médica por meio de uma interface web. A Figura 6.8 apresenta a visão geral do sistema, com os módulos e seus respectivos recursos.

Figura 6.8. Visão geral do EMA com a sequência de passos para o seu funcionamento.

Fonte: [Barbalho, 2018]

Para o processo de classificação dos dados, foi implementada uma ontologia de domínio com axiomas lógicos capazes de classificar o tipo físico do alimento deglutido, tendo por base a análise dos dados capturados durante o processo de deglutição. Com isso, a equipe médica pode acompanhar, a distância, a evolução do paciente diante das informações detalhadas disponíveis no EMA, facilitando o processo de monitoramento e melhorando a qualidade de vida dos pacientes que necessitam de acompanhamento a distância.

6.4.1. Análise dos Sistemas

Diante do exposto, é perceptível que os trabalhos supracitados apresentam sistemas de monitoramento de ingestão de alimentos com atividades semelhantes. Alguns desses trabalhos não têm como objetivo desenvolver sistemas para acompanhar o problema de uma doença específica. Entretanto, suas funcionalidades mostram-se úteis em dispositivos utilizados para o monitoramento de pacientes com os mais diversos problemas relacionados ao processo da ingestão de alimentos. Por exemplo, a captação de sinais e o pré-processamento de dados são funcionalidades de extrema importância, e foram realizados com sucesso em todas as obras.

A maioria das obras elencadas apresentam-se capazes de realizar o monitoramento remoto de pacientes. Por conseguinte, através da expansão e uso dos dispositivos móveis, alguns tratamentos estão se tornando mais acessíveis devido à popularização de sistemas e aplicativos mHealth. Essa tecnologia, em muitos casos, permite a troca de informações contínuas entre a equipe médica e pacientes, a distância, contribuindo de maneira significativa para a progressão do acompanhamento/monitoramento de pacientes que necessitam de cuidados abrangentes constantemente. Assim, é perceptível que esses sistemas estão reduzindo as dificuldades encontradas no contexto do monitoramento contínuo de doenças.

Os recursos computacionais aplicados a esses trabalhos encontrados na literatura consistem em métodos que podem auxiliar no diagnóstico e acompanhamento de pacientes. Porém, ainda existe uma lacuna quanto às informações disponíveis nos sistemas de monitoramento mHealth que auxiliam na recuperação remota de pacientes. Os estudos abordados apresentam limitações referentes ao monitoramento remoto adequado de pacientes com problemas relacionados à ingestão de alimentos, no qual, nem todos são capazes de realizar a troca de informações entre médicos e pacientes que se encontram geograficamente distantes. Em muitos casos, a equipe médica não tem informações detalhadas durante o tratamento dos seus pacientes, o que pode prejudicar em diagnósticos e decisões futuras para o tratamento mais adequado para aquela ocasião.

6.5. Considerações Finais

Este capítulo abordou assuntos pertinentes aos problemas relacionados à dificuldade de deglutição e elencou obras que atendem à demanda de soluções inovadoras de sistemas exigidos na área médica. Devido abordar obras com temas relacionados à tecnologia mHealth, tornou-se perceptível que o processo de monitoramento a distância de pacientes torna-se menos complexo devido à quantidade de informações detalhadas, repassadas à equipe médica com mais comodidade, sem a necessidade da presença constante do paciente. As obras abordadas ao decorrer do capítulo contribuem significativamente para os profissionais da saúde, principalmente fonoaudiólogos e nutricionistas que necessitam realizar o controle da mastigação dos seus pacientes como forma de garantir uma melhor qualidade de vida aos mesmos.

Atualmente é possível desenvolver sistemas capazes de extrair informações de um contexto específico e utilizá-las para a solução de um determinado objetivo. Em alguns casos, com o auxílio de sensores e técnicas de IA, esses sistemas adquirem e geram informações adequadas para desempenhar tarefas ou resolver problemas existentes no mundo real. Nesta perspectiva, as técnicas de IA são imprescindíveis em todas as obras apresentadas, mostrando a sua contribuição significativa para o engrandecimento dos sistemas de acompanhamento/monitoramento de doenças relacionadas ao processo de ingestão de alimentos, expondo resultados semelhantes à observação humana.

Diante da capacidade de comunicação a longa distância dos dispositivos móveis, o uso da tecnologia mHealth expande o acesso a informações, permitindo a transmissão de dados precisos em momentos cruciais. De maneira objetiva, os profissionais envolvidos, com acesso aos dados obtidos pelos dispositivos de monitoramento, podem realizar um diagnóstico mais conciso e fornecer aos pacientes acesso aos cuidados de saúde essenciais para a sua recuperação.

Os dispositivos móveis possuem excelente capacidade de processamento, armazenamento e comunicação, demonstrando-se, desse modo, ideal para o monitoramento da saúde humana. As aplicações desenvolvidas para esses dispositivos, na maioria dos casos, dispõem de sistemas eficientes que proporcionam melhoria ao serviço de saúde. Como foi citado ao decorrer do capítulo, os smartphones, aparelhos considerados mais pessoais, podem ser utilizados juntamente com um software específico para o monitoramento de uma determinada doença. Portanto, esses dispositivos podem ser vistos como alternativas de baixo custo, se comparados aos demais aparelhos para monitoramento, com alta usabilidade e direcionados aos pacientes. Assim, muitos tratamentos podem se tonar mais acessíveis com a utilização desses recursos.

Referências

Almeida, S. T. d. "Análise acústica da deglutição e do segmento pós-deglutição de crianças com disfagia orofaríngea e aspiração traqueal". 2013. 123f. Tese de Doutorado – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2013.

Anvisa, A. N. de V. S. "Resolução-RDC N 2 de 25 de Janeiro de 2010". 2010. Disponível em: <https://www20.anvisa.gov.br/segurancadopaciente/index.php/legislacao/item/ rdc-2-de-25-de-janeiro--de-2010>. Acesso em: 02 de Fev. de 2018.

Barbalho, I. M. P. "Equipamento Médico Assistencial para Monitoramento da Ingestão de alimentos". 2018. 92f. Dissertação de Mestrado – Universidade do Estado do Rio Grande do Norte – Universidade Federal Rural do Semi-Árido, Mossoró, 2018.

Besaleva, L. I.; Weaver, A. C. "Crowdhelp: M-health application for emergency response improvement through crowdsourced and sensor-detected information". In: 2014 Wireless Telecommunications Symposium. [S.l.: s.n.], 2014. p. 1–5. ISSN 1934-5070.

Bi, Y. et al. Autodietary: A wearable acoustic sensor system for food intake recognition in daily life. IEEE Sensors Journal, v. 16, n. 3, p. 806–816, Feb 2016. ISSN 1530-437X.

Chou, W. et al. "Wireless and wearable monitoring device for dysphagia evaluation". In: 2015 IEEE MTT-S 2015 International Microwave Workshop Series on RF and Wireless Technologies for Biomedical and Healthcare Applications (IMWS-BIO). [S.l.: s.n.], 2015. p. 174–177.

Consulting, V. W. "mHealth for Development: The Opportunity of Mobile Technology for Healthcare in the Developing World". Washington, D.C. and Berkshire, UK: UN Foundation-Vodafone Foundation Partnership, 2009.

Dias, K. N. et al. "A el ios m-health application to assist the hospital-acquired pneumonia diagnosis and treatment". IEEE Latin America Transactions, v. 14, n. 3, p. 1335–1342, March 2016. ISSN 1548-0992.

Dong, B. et al. "A mobile food intake monitoring system based on breathing signal analysis". In: ICST (INSTITUTE FOR COMPUTER SCIENCES, SOCIAL-INFORMATICS AND TELECOMMUNICATIONS ENGINEERING). Proceedings of the 8th International Conference on Body Area Networks. [S.l.], 2013. p. 165–168.

Dudik, J. M. et al. "A comparative analysis of swallowing accelerometry and sounds during saliva swallows". Biomedical engineering online, BioMed Central, v. 14, n. 1, p. 3, 2015.

Eysenbach, G. et al. "Consort-e health: improving and standardizing evaluation reports of web-based and mobile health interventions". Journal of medical Internet research, JMIR Publications Inc., v. 13, n. 4, 2011.

Fava, P. "Tecnologia móvel para a saúde: Práticas fundamentais para implementadores de RRC". In: . [S.l.]: FAO/COOPI, 2014.

Feng, D. D. "Biomedical information technology". [S.l.]: Academic Press, 2011.

Figueiredo, C. M.; Nakamura, E. "Computação móvel: Novas oportunidades e novos desafios". T&C Amazônia, v. 1, n. 2, p. 21, 2003.

Haykin, S. "Redes neurais: princípios e prática". [S.l.]: Bookman Editora, 2007.

ITU - INTERNATIONAL TELECOMMUNICATION UNION. "Measuring the Information Society Report". Disponível em: < http://www.itu.int/en/ITU-D/Statistics/Documents/publications/mis2014/MIS2014_without_Annex_4.pdf>. Acesso em: 28 de Nov. 2017.

Li, C.-Y. et al. "Sensor-embedded teeth for oral activity recognition". In: Proceedings of the 2013 International Symposium on Wearable Computers. New York, NY, USA: ACM, 2013. (ISWC '13), p. 41–44. ISBN 978-1-4503-2127-3. Disponível em: <http://doi.acm.org/10.1145/2493988.2494352>.

Liu, J. et al. "An intelligent food-intake monitoring system using wearable sensors". In: 2012 Ninth International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks. [S.l.: s.n.], 2012. p. 154–160. ISSN 2376-8886.

Lucatelli, M. V. "Proposta de aplicação da manutenção centrada em confiabilidade em equipamentos médico-hospitalares". 285 p. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica – Universidade Federal de Santa Catarina, 2002.

Mendi, E. et al. "Food intake monitoring system for mobile devices". In: 5th IEEE International Workshop on Advances in Sensors and Interfaces IWASI. [S.l.: s.n.], 2013. p. 31–33.

Moreira, I. A. T. "Sistema de Monitoramento Contínuo da Ingestão de Alimentos". 2015. 68f. Universidade do Estado do Rio Grande do Norte, Univerdidade Federal Rural do Semi-Árido, Mossoró, 2015.

Nachabe, L. et al. "M-health application for neonatal incubator signals monitoring through a coap-based multi-agent system". In: 2015 International Conference on Advances in Biomedical Engineering (ICABME). [S.l.: s.n.], 2015. p. 170–173. ISSN 2377-5688.

Oliveira, J. F. F. d.; SOUZA de et al. "Mastigação: avaliação clínica, textura alimentar e tendências tecnológicas". Revista Brasileira de Ciências da Saúde, v. 20, n. 2, p. 163–166, 2016.

Oliveira, L. C. S. d. et al. "Identificação das mudanças na mastigação e deglutição de indivíduos submetidos à glossectoma parcial". Revista da Sociedade Brasileira de Fonoaudiologia, scielo, v. 13, p. 338 – 343, 00 2008. ISSN 1516-8034.

Olubanjo, T.; Moore, E.; Ghovanloo, M. "Detecting food intake acoustic events in noisy recordings using template matching". In: 2016 IEEE-EMBS International Conference on Biomedical and Health Informatics (BHI). [S.l.: s.n.], 2016. p. 388–391.

Päßler, S.; Fischer, W. J. "Acoustical method for objective food intake monitoring using a wearable sensor system". In: 2011 5th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PervasiveHealth) and Workshops. [S.l.: s.n.], 2011. p. 266–269. ISSN 2153-1633.

Paim, J. et al. "The Brazilian health system: history, advances, and challenges". The Lancet, v. 377, n. 9779, p. 1778-1797, 2011.

Saconato, M.; Guedes, Z. C. F. "Estudo da mastigação e da deglutição em crianças e adolescentes com sequência de möbius". Revista da Sociedade Brasileira de Fonoaudiologia, Sociedade Brasileira de Fonoaudiologia, 2009.

Santoro, P. P. Editorial ii-disfagia orofaríngea: panorama atual, epidemiologia, opções terapêuticas e perspectivas futuras. Revista CEFAC, SciELO Brasil, v. 10, n. 2, p. 0–0, 2008.

Santos, L. A. d. "Eficácia e importância da avaliação clínica da deglutição". 77f. Mestrado em Ciências Médicas— Universidade de São Paulo, 2015.

Shaw, I. S. "Controle e modelagem fuzzy". [S.l.]: Edgard Blucher, 1999.

Silva, L. B. d. C. Distúrbios da Deglutição: Receitas e Viscosidades. [S.l.]: Editora Rubio, 2015.

Sivertsen, J.; Graverholt, B.; Espehaug, B. "Dysphagia screening after acute stroke: a quality improvement project using criteria-based clinical audit". BMC nursing, BioMed Central, v. 16, n. 1, p. 27, 2017.

Spadotto, A. A. et al. "Oropharyngeal dysphagia identification using wavelets and optimum path forest". In: 2008 3rd International Symposium on Communications, Control and Signal Processing. [S.l.: s.n.], 2008. p. 735–740.

Steinwart, I.; Christmann, A. "Support vector machines". [S.l.]: Springer Science & Business Media, 2008.

Tennina, S. et al. "An energy efficient protocol architecture for m-health systems". In: 2014 IEEE 19th International Workshop on Computer Aided Modeling and Design of Communication Links and Networks (CAMAD). [S.l.: s.n.], 2014. p. 144–148. ISSN 2378-4865.

Valenza, G. et al. "Advanced technology meets mental health: How smartphones, textile electronics, and signal processing can serve mental health monitoring, diagnosis, and treatment". IEEE Pulse, v. 5, n. 3, p. 56–59, May 2014. ISSN 2154-2287.

Who et al. "mHealth: New horizons for health through mobile technologies: second global survey on e health". 2011. Global Observatory for eHealth Series, v. 3, 2011.

7. SINAIS E SISTEMAS FISIOLÓGICOS: UMA ABORDAGEM INTERDISCIPLINAR

Flavia Maria Guerra S. A. Oliveira, Ph.D e Luisa Santiago C. B. Silva, M.Sc.

Abstract

The importation and blending of concepts, techniques, and methodologies commonly used in engineering in the study of physiological signals and systems has contributed to the advancement of a quantitative and mechanistic understanding of the complex interactions that exist in the human body related to homeostasis. The term homeostasis refers to the maintenance of relatively stable internal conditions, so that our body can adequately perform its functions, even in the presence of disturbances, such as physical activity, stress, and environmental changes. The maintenance of nearly constant conditions in the internal environment is the responsibility of regulated or control systems. Regulated systems have been studied for decades in the engineering discipline. This chapter illustrates concepts and quantitative theoretical tools commonly used in engineering, applied to the study of the cardiovascular and cardiorespiratory regulation. This regulatory system is responsible for the beat-to-beat regulation of variables such as heart rate, arterial blood pressure, and breathing rate, in the short term (from seconds to minutes). Univariate techniques, based on the analysis of a single signal or time series, and multivariate techniques, based on the identification of mathematical models that characterize the dynamic relationships between pairs of cardiovascular variables, are reviewed. Mathematical models can be interpreted as representations of our knowledge about the dynamic properties, such as gain and temporal dynamics, of the underlying mechanisms that characterize the interactions observed between pairs of system variables. A systems approach allows a more sophisticated investigation than what is possible from the analysis of a single variable. In the context of physiological regulation, a multivariate approach allows the testing and quantification of hypotheses on the underlying regulatory mechanisms, in the form of models representing the causal relationships between variables. The use of more advanced analysis tools may contribute to significant clinical advances.

Resumo

A aplicação de conceitos, técnicas e metodologias comumente utilizadas na área de engenharia no estudo de sinais e sistemas fisiológicos tem permitido um avanço no entendimento quantitativo e mecanístico das complexas interações existentes no corpo humano responsáveis pela manutenção da homeostasia, uma condição de relativa estabilidade para que o nosso organismo possa realizar suas funções adequadamente, mesmo frente a distúrbios, como situações de atividade física, stress e alterações ambientais. A manutenção de condições internas relativamente constantes é de responsabilidade dos chamados sistemas de regulação ou controle. Sistemas de regulação têm sido estudados por décadas na área de engenharia. Este capítulo ilustra diferentes conceitos e ferramentas teóricas quantitativas comumente utilizados na engenharia, aplicados ao estudo da regulação cardiovascular e cardiorrespiratória. Este sistema é responsável pela definição das variáveis envolvidas, como a frequência cardíaca, a pressão arterial e a taxa respiratória, apropriadas a cada ciclo cardíaco, no curto prazo (na escala de segundos a minutos). São discutidas técnicas univariadas, baseadas na análise de um único sinal ou série temporal, e técnicas multivariadas, baseadas na identificação de modelos matemáticos que caracterizam as relações dinâmicas entre pares de variáveis cardiorrespiratórias. Modelos matemáticos podem ser interpretados como a representação de nosso conhecimento acerca das propriedades dinâmicas, como ganhos e respostas temporais, dos mecanismos subjacentes que caracterizam as relações observadas entre pares de variáveis de interesse. Uma abordagem a nível de sistemas permite uma investigação mais sofisticada do que aquela possível pela análise de cada variável de forma isolada. No contexto de sistemas de regulação fisiológicos, a análise multivariada permite que hipóteses acerca dos mecanismos regulatórios subjacentes, na forma de modelos que representam as relações causais entre as variáveis de interesse, possam ser testadas e quantificadas. A aplicação destas técnicas mais avançadas de análise pode contribuir para avanços clínicos significativos.

7.1. Introdução

A interdisciplinariedade nas ciências, encontrada em diversas áreas do conhecimento, por combinar técnicas e métodos de diferentes domínios científicos, é um caminho natural e importante para o progresso da ciência. Por exemplo, o projeto de sequenciamento do genoma humano [Collins et al. 2003] contou com colaborações entre cientistas das áreas de biologia, ciência da computação e ciência da informação, dentre outras, para que fosse possível realizar o sequenciamento de 3 bilhões de nucleotídeos do DNA humano.

Outro exemplo de interdisciplinariedade é a área de biologia de sistemas. Nesta área, o entendimento sobre o funcionamento de sistemas biológicos a partir do estudo de partes isoladas de uma célula ou de um organismo é complementado por uma visão a nível de sistemas, para melhor entender os processos dinâmicos básicos, as malhas de controle e os mecanismos de sinalização presentes nas interações entre diferentes componentes celulares [Kitano 2002]. Nesta abordagem, o comportamento da célula é estudado em termos de interconexões entre módulos funcionais, ou sub-sistemas, envolvidos em processos como crescimento, divisão e morte celular, dentre outros. Em outras palavras, a visão a nível de sistemas estuda o comportamento integrado de redes biomoleculares e celulares para um melhor entendimento dos complexos mecanismos celulares observados, indispensáveis à vida. O paradigma de entrada e saída de sistemas dinâmicos, definido pela interconexão entre componentes funcionais mais simples, de acordo com determinadas regras, é a base do estudo de sistemas de regulação, ou de controle, na área de engenharia. Consequentemente, o formalismo matemático e descritivo da teoria de controle, estudado há várias décadas na engenharia, pode ajudar a responder questões do comportamento celular que o estudo isolado de componentes celulares por si só não é suficiente [Sontag 2005].

Outra importante área interdisciplinar é a área de engenharia biomédica. Ferramentas teóricas comumente utilizadas na área de engenharia, como a representação matemática de sinais e sistemas dinâmicos em geral, são aplicáveis a diversas áreas do conhecimento, pois podem representar sistemas de natureza física, química, elétrica, mecânica ou biológica, por exemplo. Ferramentas matemáticas como processamento de sinais, modelamento e identificação de sistemas dinâmicos, e conceitos teóricos como malhas de realimentação e sistemas lineares e não-lineares, têm aplicações importantes no estudo da biologia e da fisiologia, e são a base da área interdisciplinar da engenharia biomédica. As ferramentas utilizadas por engenheiros de controle para investigar a interação entre um par entrada-saída, por exemplo, não são específicas a uma aplicação particular, mas baseam-se no estudo dos sinais ou dados experimentais presentes na entrada e na saída definidas para o sistema em estudo e das relações matemáticas que caracterizam as interações dinâmicas entre a entrada e a saída especificadas, fornecendo informações quantitativas dos mecanismos subjacentes.

O objetivo deste capítulo é mostrar como conceitos e ferramentas teóricas quantitativas comumente utilizados na área da engenharia contribuem para o estudo de sistemas de regulação fisiológicos. Assim como na área de biologia de sistemas, o estudo será realizado a nível de sistemas, em que órgãos e diferentes estruturas são agrupados em determinadas estruturas dinâmicas funcionais, dependendo do objeto de estudo específico. O foco deste capítulo será no uso de ferramentas da engenharia no estudo da regulação, ou controle, do sistema cardiovascular e cardiorrespiratório. O capítulo começa com uma definição de sistemas de regulação fisiológicos, onde são apresentados os conceitos de realimentação e sistemas de malha fechada. Para ilustrar diferentes técnicas e métodos de análise disponíveis, optou-se pelo detalhamento do estudo do sistema cardiovascular e cardiorrespiratório, exemplificando como diferentes métodos (originários das áreas de análise de sinais e de modelagem de sistemas dinâmicos) podem ser utilizadas para extair informações com relevância clínica acerca dos mecanismos fisiológicos responsáveis pelas variabilidades observadas nas variáveis deste sistema regulatório.

7.2. Sistemas de Regulação Fisiológicos

Um exemplo de um sistema de regulação fisiológico é o sistema de controle da glicose pela insulina. Uma elevação nos níveis de glicose no sangue, como acontece após as refeições, por exemplo, estimula a produção de insulina pelo pâncreas. Um aumento do nível de insulina no sangue estimula a utilização da glicose pelos tecidos periféricos, como os músculos, e o fígado. Consequentemente, há uma diminuição na concentração de glicose no sangue, o que, por sua vez, leva a uma redução na secreção de insulina [Khoo 2018]. Este é um exemplo típico de um sistema com realimentação negativa. Este tipo de sistema reage no sentido de reduzir a perturbação a que foi submetido. No exemplo mencionado, a perturbação consistiu em um aumento da concentração plasmática de glicose. Este aumento gerou uma reação (aumento na produção de insulina) no sentido de reduzir o efeito da perturbação, neste caso diminuir a concentração de glicose no sangue, até que o sistema volte a seu nível de equilíbrio (valores basais de glicose). Este é, sem dúvida, um modelamento simplificado do controle da glicose, com o objetivo de introduzir o conceito de um sistema de regulação fisiológico com realimentação negativa. Sistemas com realimentação, em que a saída (no exemplo acima, a glicose) afeta a entrada (neste exemplo, o nível de insulina), é chamado de um sistema em malha fechada. Em sistemas de malha aberta, por outro lado, só há a malha direta. Nestes sistemas, a entrada do sistema afeta a saída, e não há mecanismos no caminho reverso, ou a malha de realimentação, em que a saída voltaria a influenciar a entrada [Xiao et al. 2005]. No exemplo citado, seria como se a insulina fosse liberada após um aumento na glicose, em dose determinada por uma lei de controle fixa, na expectativa de reestabelecer o nível basal, sem verificar se o resultado foi de fato atingido. Ao longo da vida, fatores que afetam a dinâmica entre glicose e insulina podem se modificar. Uma redução na sensibilidade à insulina (SI), por exemplo, faz com que doses maiores de insulina sejam necessárias para que um mesmo aumento nos níveis de glicose plasmática seja "neutralizado". Neste caso, o controle de malha aberta não seria capaz de se adaptar e perderia sua eficiência.

Um modelo mais completo, que é utilizado para uma avaliação quantitativa de parâmetros do metabolismo da glicose, como a sensibilidade à insulina (SI), a captação da glicose não mediada pela insulina (SG) e o índice de disposição (DI), uma medida da função das células β do pâncreas, foi proposto por Bergman (1989) e tem sido utilizado por inúmeros pesquisadores. Por exemplo, o estudo por Martin e colegas (1992) acompanhou 155 voluntários de 86 famílias durante 6 a 25 anos. Utilizando o modelo mínimo do metabolismo da glicose proposto por Bergman, os pesquisadores mostraram que o desenvolvimento de diabetes tipo 2 é precedido por diminuições significativas nos índices SI e SG, mesmo em sujeitos com valores normais de glicemia, mais de uma década antes do diagnóstico da doença.

Um outro exemplo de um sistema fisiológico em que a aplicação de métodos e técnicas da engenharia tem possibilitado um entendimento e uma quantificação funcional e dinâmica importantes é o sistema cardiovascular. Doenças cardiovasculares são atualmente a principal causa de morte no mundo, segundo a Organização Mundial da Saúde (2017). No Brasil, no ano de 2012, as doenças cardiovasculares constituíram a causa mais frequente de morte na população brasileira [Salim et al. 2016]. O sistema nervoso autônomo é o principal sistema responsável pela regulação das ações de controle necessárias para manter a homeostasia em nosso organismo [Furness 2009]. A homeostasia consiste em uma condição de relativa estabilidade para que nosso organismo possa realizar suas funções adequadamente, mesmo frente a distúrbios, como situações de atividade física, stress e alterações ambientais (dieta, frio, calor etc) [Guyton e Hall 2006]. Disfunções da função autonômica de controle estão associadas a doenças cardiovasculares, como infarto do miocárdio e a morte súbita cardíaca [Lown e Verrier 1976][Wolf et al. 1978][Esler 1992][Levy e Schwartz 1994]. Neste sentido, o modelamento, a avaliação e o monitoramento quantitativos do sistema de controle cardiovascular e cardiorrespiratório fornecem informações importantes para a quantificação de sua função.

Os sistemas de regulação (ou controle) cardiovascular e cardiorrespiratório são responsáveis por garantir que uma quantidade apropriada de sangue oxigenado esteja disponível a todos os tecidos de nosso organismo a todo instante, sob quaisquer condições internas e externas. Para isso, no nosso organismo existem diversos sensores

que estão a todo momento monitoriando as necessidades e condições de nosso corpo. Por exemplo, informações mecânicas relacionadas à pressão arterial são fornecidas pelos barorreceptores, enquanto que informações químicas relacionadas ao nível de oxigênio e gás carbônico no sangue são fornecidas pelos quimiorreceptores. Estas informações sensoriais são enviadas aos centros de controle cardiovascular e respiratórios, localizados na medula, os quais, por sua vez, ativam os ramos simpático e parassimpático do sistema nervoso autônomo. O controle cardiovascular e cardiorespiratório na escala de segundo a minutos é definido pela ação combinada destes dois ramos do sistema nervoso autônomo, definindo a taxa de batimento cardíaco, a pressão arterial e a taxa de respiração apropriadas a cada momento [Purves et al. 2004].

7.3. O Sistema Nervoso Autônomo

O sistema nervoso autônomo (SNA) pode ser definido em termos gerais como "os grupos neuronais e conexões de fibras nervososas que controlam a atividade de órgãos viscerais, vasos sanguíneos e glândulas" [Brodal 2003]. O músculo cardíaco, os músculos lisos de órgãos viscerais e as glândulas exócrinas são todos controlados pelo SNA [Kandel, Schwartz e Jessell 2000]. Como seu nome sugere, a atividade do SNA não depende de um controle voluntário ou consciente. É graças ao SNA que não precisamos nos preocupar em ajustar ou controlar nossa a frequência cardíaca, nossa pressão arterial e nossa taxa de respiração ao longo do dia.

O SNA costuma ser dividido anatomicamente e funcionalmente nos sistemas simpático, parassimpático e entérico [Kandel et al. 2000]. Este último, que reúne neurônios sensoriais e motores no trato gastrointestinal, responsáveis por mediar reflexos digestivos, não será considerado neste capítulo.

Para que o nosso corpo funcione de modo adequado, ele deve ser internamente regulado de modo a manter um ambiente otimizado para o funcionamento de células, tecidos e órgãos, mesmo na presença de demandas internas e externas variantes. Esta regulação ou controle interno é obtido pelas ações do SNA e do sistema neuroendócrino. Enquanto que a regulação autonômica é normalmente rápida, da ordem de segundos, a regulação neuroendócrina é relativamente mais lenta, ocorrendo ao longo de dezenas de minutos, horas ou dias [Jänig 1990]. Esta última não será tratada neste capítulo, que foca nos efeitos do SNA na regulação cardiovascular e respiratória.

As divisões simpática e parassimpática do SNA muitas vezes funcionam de modo complementar. O coração é inervado por nervos simpáticos e parassimpáticos que costumam funcionar de modo recíproco para regular a taxa de batimento cardíaco, a contratilidade do coração e a velocidade de condução. A ativação do sistema simpático resulta em um aumento da pressão sanguínea por suas ações no aumento da taxa de batimento cardíaco e da contratilidade do coração, assim como pela indução de vasoconstrição, levando a um aumento na resistência periférica, enquanto que a ativação do sistema parassimpático resulta em um decréscimo na frequência cardíaca e tem algum efeito na vasodilatação [Kandel et al. 2000] [Costanzo 2006]. A inibição de um sistema e a ativação concomitante do outro são a base do reflexo barorreceptor arterial, ou barorreflexo, um sistema de realimentação negativa para a regulação de curto prazo (na escala de segundos a minutos) da pressão arterial média [Pinna 2007][Wallin e Fagius 1988].

Movimentos rotineiros como passar da posição deitada para a posição de pé ao acordarmos, por exemplo, exigem uma reação rápida e automática do SNA. Nesta mudança de postura, há uma redistribuição de sangue para as extremidades inferiores, devido à força gravitacional, que pode chegar a 800 ml [Purves et al. 2004], o que equivale

a aproximadamente 1/6 do total de volume sanguíneo em um adulto [Costanzo 2006]. Este deslocamento leva a uma redução no retorno venoso ao coração, o qual, por sua vez, resulta em uma diminuição do débito cardíaco, definido como o volume de sangue bombeado por minuto pelo ventrículo esquerdo do coração ao restante do corpo, e em uma consequente diminuição na pressão arterial. Esta redução da pressão é detectada por sensores de pressão, chamados de barorreceptores, os quais transmitem esta informação ao centro cardiovascular, localizado na medula. Estas informações sensoriais levam o SNA a reagir, procurando compensar por este distúrbio, de modo a voltar a pressão arterial a seus níveis normais. Este é mais um exemplo de um sistema em malha fechada com realimentação negativa. Esta diminuição de pressão detectada pelos barorreceptores resulta em uma diminuição da atividade parassimpática e em um aumento da modulação simpática. A diminuição da atividade parassimpática leva a um aumento na taxa de batimento cardíaco em um ou dois ciclos cardíacos, enquanto que o aumento da atividade simpática resulta em um aumento na resistência vascular e na contratilidade cardíaca em 6 a 8 ciclos cardíacos [Olufsen et al. 2005]. Estas reações combinadas do SNA fazem com que a pressão arterial volte a aumentar, voltando a estabilizar o sistema cardiovascular, evitando que a pessoa perca a consciência por falta de oxigenação cerebral ao levantar. Os ramos simpático e parassimpático do sistema nervoso central são os principais sistemas envolvidos no controle cardiovascular de curto prazo (segundos a minutos) [Akselrod et al. 1981].

Disfunções do SNA, por sua vez, estão associadas a doenças cardiovasculares. Por exemplo, a hiperatividade simpática está relacionada a taquiarritmias ventriculares, enquanto que um aumento no tônus vagal, ou parassimpático, parece ter um efeito protetivo e antifibrilatório [Hohnloser e Klingenheben 1998]. Evidências experimentais de uma associação entre a propensão a uma arritmia cardíaca letal e sinais de um aumento da atividade simpática ou de uma redução da atividade vagal do sistema nervoso autônomo (SNA) têm motivado o desenvolvimento de marcadores quantitativos da atividade autonômica.

Pode-se medir a atividade do SNA por técnicas invasivas, como a microneurografia da atividade muscular do nervo simpático, em que um eletrodo de tungstênio é introduzido no nervo peroneal para a medição direta das descargas nervosas simpáticas ao músculo. Apesar de ser uma medida direta, ela é localizada, sujeita a ruídos introduzidos por movimentos musculares e sua invasividade limita sua aplicação [Mathias 2009].

Uma outra forma de se medir a atividade do SNA seria de modo indireto, por meio de seus efeitos em um órgão ou sistema. Por exemplo, sabe-se que o batimento cardíaco em repouso de um indivíduo, assim como a pressão arterial e outros parâmetros hemodinâmicos, variam quando observados em ciclos cardíacos sucessivos [Akselrod et al. 1981]. Estas oscilações observadas nas variáveis cardiovasculares a cada ciclo são o resultado das reações do sistema regulatório cardiovascular às constantes perturbações, internas e externas, que atuam sobre ele. Um sinal bastante utilizado para se estudar estas variações ou oscilações a cada ciclo cardíaco é o chamado sinal de variabilidade da frequência cardíaca (VFC). Este termo tem sido utilizado para se referir às oscilações a cada batimento entre valores de frequências cardíacas (FC) instantâneas consecutivas ou, equivalentemente, a variações observadas no intervalo de tempo entre picos-R sucessivos do sinal de eletrocardiograma (ECG) [Malik et al. 1996]. A Figura 1.1 traz um exemplo de ECG, ilustrando os picos-R e indicando os intervalos de tempo entre picos-R sucessivos. É possível verificar que, apesar de próximos, os valores dos intervalos R-R (IRR) sucessivos apresentam oscilações. A FC a cada instante é determinada pelo nó sinoatrial (SA), o chamado marcapasso natural do coração. O nó SA é enervado tanto por nervos simpáticos quanto parassimpáticos do SNA. O efeito sinergético destes dois ramos do SNA no nó SA determina a taxa de batimento cardíaco [Costanzo 2006].

Figura 7.1. Exemplo de eletrocargiograma (ECG) ressaltando os picos-R sucessivos e os intervalos entre eles, dados em milisegundos, que não são constantes, mas variam em torno de um valor médio.

Em indivíduos sem doenças do nó sino-atrial, estas oscilações fisiológicas observadas na frequência cardíaca representam as interações resultantes de estímulos vagais, ou parassimpáticos, (que reduzem a taxa de batimento cardíaco) e simpáticos (que tendem a aumentá-la), relacionando-se, portanto, com o estado do SNA. Por exemplo, pessoas com uma elevada VFC após infarto do miocárdio possuem um risco menor de apresentarem arritmias ventriculares e, portanto, de morte súbita cardíaca [Davey 2004]. Outros autores mostraram que medidas da VFC são úteis na estratificação de risco de morte cardíaca após infarto do miocárdio [Bigger Jr. et al. 1993][Kleiger et al. 1987][Huikuri e Stein 2013]. A VFC tem sido utilizada também para a predição de fibrilação ventricular [Sedehi et al. 2017], para a predição de morte súbita cardíaca em indivíduos com diabetes tipo 2 [Kataoka et al. 2004] e para a identificação de neuropatia autonômica em pacientes diabéticos [Khandoker, Jelinek e Palaniswami 2009], dentre outras investigações.

7.4. Variabilidade da Frequência Cardíaca: Análise Univariada

O sinal de variabilidade da frequência cardíaca (VFC) é composto da sequência de frequências cardíacas instantâneas sucessivas a cada ciclo cardíaco ou, equivalentemente, dos intervalos de tempo sucessivos entre os picos R do eletrocardiograma (ECG), ou IRR. Mais especificamente, a informação de interesse no sinal de VFC está na variação ou nas oscilações destes valores ao longo do tempo. Mesmo quando estamos em repouso, a duração dos intervalos R-R a cada batimento não é constante, mas oscila em torno de um valor médio. Os mecanismos responsáveis por esta variabilidade resultam de interações complexas e arcos reflexos moduladas pelo SNA. Por exemplo, o barorreflexo é responsável pela manutenção da pressão arterial (PA) em níveis normais no curto prazo (no intervalo de tempo de segundos a minutos) através da modulação da taxa de batimento cardíaco (ou IRR) pelo SNA de acordo com as entradas (estímulos neurais) vindos dos barorreceptores arteriais [Jo et al. 2003]. Por sua vez, a atividade respiratória influencia a frequência cardíaca pela arritmia sinusal respiratória

(ASR), em que a frequência cardíaca aumenta com a inspiração e diminui com a expiração, devido a diferentes mecanismos, como compressão do nó sinoatrial devido ao movimento da caixa toráxica, efeitos da pressão intratoráxica nos receptores cardiopulmonares, realimentação vagal dos receptores de alongamento dos pulmões e a modulação respiratória das informações nervososas enviadas aos neurônios motores [Khoo 2008].

Os estudos iniciais da VFC envolveram abordagens univariáveis, em que apenas o sinal de VFC é analisado [Porta et al. 2009][Kamath et al. 2013][Malik et al. 1996] [Akselrod et al. 1981]. Existem diversas técnicas para se analisar o sinal da VFC pela abordagem univariável. Neste item serão apresentadas algumas medidas univariadas no domínio do tempo e no domínio da frequência. Devido aos complexos mecanismos responsáveis pela variação observada no sinal de VFC, no entanto, abordagens univariadas possuem limitações. Assim, no próximo item serão discutidas algumas abordagens multivariadas, como uma alternativa para melhor descrever os diferentes mecanismos responsáveis pelas oscilações observadas no sinal de VFC.

Análises univariadas são usualmente realizadas com o registro da sequência de frequências cardíacas instantâneas sucessivas, em cada ciclo cardíaco, em batimentos por minuto (bpm), ou com o registro do sinal IRR, em ms. Estes sinais são normalmente obtidos a partir do ECG. Como o objetivo é obter informações indiretas das influências dos sistemas simpático e vagal na taxa cardíaca, apenas os complexos QRS normais, resultantes de padrões de ativação elétrica normais, originados a partir do nó sinoatrial, são considerados. Batimentos ectópicos, como extrassístoles ventriculares, são excluídos da análise. Costuma-se selecionar o batimento ectópico e o batimento seguinte (após a pausa compensatória) e substituí-los por dois batimentos [Peltola 2012], utilizando-se, por exemplo, interpolação linear ou spline cúbica [Tarkiainen et al. 2007]. O sinal resultante, após a correção pela presença de ectópicos, utilizado para análises univariadas ou multivariadas, é o intervalo normal-normal (NN), o intervalo de tempo entre o pico R de complexos QRS normais adjacentes, ou a sequência de FC instantâneas a cada ciclo cardíaco normal [Kleiger et al. 1987].

7.4.1. Medidas no domínio do tempo

As medidas mais simples que podem ser realizadas no domínio do tempo consistem em medidas estatísticas extraídas do registro ou série temporal de batimentos cardíacos (em bpm) ou de IRR (em ms). Um índice bastante utilizado, até pela facilidade de sua obtenção, é o desvio padrão de todo o registro (definido como a raiz quadrada da variância do sinal), usualmente referenciado por sua sigla em inglês SDNN (standard deviation of the NN interval). Como a variância de um sinal é matematicamente equivalente à potência total dos componentes cíclicos deste sinal (retirando-se o componente constante, chamado de DC – direct current, por analogia a uma corrente constante na engenharia, equivalente à média do sinal) e também à potência total na análise espectral (pelo teorema de Parseval) [Bilchick e Berger 2006], o índice SDNN reflete o efeito de todos os componentes oscilatórios responsáveis pela variabilidade observada na sequência de intervalos NN [Malik et al. 1996].

No entanto, quanto maior a duração do sinal analisado para a obtenção do SDNN, maior a variância total observada. Isto dificulta a comparação deste índice em diferentes estudos, realizados com registros de diferentes durações. Para facilitar a comparação, costuma-se padronizar o tamanho do registro analisado em 5 minutos (para um índice de curto prazo) ou em 24 hs (para a análise de registros de longa duração), sendo este último mais utilizado. Períodos mais longos permitem que seja observado um maior número de reações cardíacas a variações e estímulos ambientais. Pessoas mais saudáveis costumam apresentar uma maior variabilidade (um maior SDNN) do que pessoas com doenças cardíacas [Shaffer e Ginsberg 2017]. Neste contexto, o índice SDNN calculado a partir de registros de 24hs de duração tem se mostrado útil para a estratificação de risco cardíaco. Por exemplo, Kleiger et al. (1987) acompanharam, por 31 meses (na média), um total de 808 pacientes de até 70 anos incompletos que sobreviveram a um infarto agudo do miocárdio. Utilizando o índice SDNN calcu-

lado a partir do Holter de 24 hs como medida da VFC, eles mostraram que o risco relativo de morte no grupo de pacientes com uma SDNN < 50 ms foi 5,3 vezes maior quando comparado ao grupo com SDNN > 100 ms. Os autores especulam que uma diminuição na VFC está relacionada com uma maior atividade simpática ou com uma menor modulação vagal, o que pode estar associado a um maior risco de fibrilação ventricular.

Existem também índices estatísticos baseados nas diferenças sucessivas entre intervalos NN. Um deles é o RMSSD (root mean square of successive differences, ou raiz quadrada da média do quadrado das diferenças entre intervalos R-R normais). Para esta medida, primeiro calcula-se a sequência das diferenças entre intervalos NN adjacentes, em ms. A seguir, cada diferença é elevada ao quadrado. Calcula-se, então, a média da sequência resultante e, finalmente, calcula-se a raiz quadrada deste termo, para que a unidade do índice resultante esteja em ms. DeGiorgio et al. mostraram uma correlação entre valores menores de RMSSD e uma maior pontuação em um inventário relacionado à morte súbita inexplicada na epilepsia (SUDEP – Sudden Unexplained Death in Epilepsy) [DeGiorgio et al. 2010]. Por ser uma medida da variação rápida do batimento cardíaco (uma vez que está baseada nas diferenças sucessivas entre intervalos NN), o RMSSD é considerado um marcador do controle vagal sobre o coração.

Uma outra medida baseada nas diferenças sucessivas entre intervalos NN é o índice NN50, determinado pelo número total de pares adjacentes de batimentos NN que diferem entre si de mais de 50 ms. Esta medida também pode ser expressa como a porcentagem da diferença entre intervalos NN maiores do que 50 ms, sendo denominado índice pNN50. Enquanto que o SDNN é uma medida que reflete a caracterização de toda a variabilidade presente no sinal, os índices baseados nas diferenças sucessivas entre intervalos NN medem variações de curto-prazo no sinal NN [Bilchick e Berger 2006]. Assim como o RMSSD, o NN50 e o pNN50 são interpretados como uma medida da modulação vagal sobre o coração. Com exceção do pNN50, os índices estatísticos no domínio do tempo têm unidade de tempo (ms). Deste modo, é mais comum que estes índices sejam obtidos a partir da variabilidade do sinal NN, e não da sequência das frequências cardíacas instantâneas, em bpm. Há uma relação não linear entre estas duas variáveis, ou seja, NN (ms) = 60.000/FC (bpm) [Bilchick e Berger 2006].

Os índices baseados nas diferenças sucessivas são altamente correlacionados entre si e, por serem calculados por diferenças entre intervalos NN, são muito pouco afetados por tendências lentas do sinal NN [Kuusela 2013]. Estes índices são também correlacionados com o índice relativo à área de alta frequência no espectro de potência do sinal NN [Bigger et al. 1992], também considerado um marcador da modulação cardíaca vagal. Este último será tratado no próximo item.

Estas abordagens baseadas na análise estatística da série temporal do intervalo NN são de fácil obtenção, não requerem estacionariedade do sinal (como é o caso para medidas espectrais) e fornecem informações relacionadas à variabilidade total do sinal. No entanto, estes marcadores não conseguem diferenciar os fatores mecanísticos responsáveis por estas variações, assim como não são capazes de identificar componentes específicos das variabilidades observadas [Billman 2011]. A técnica baseada na análise no domínio da frequência, a ser apresentada no próximo item, por sua vez, é ideal para o particionamento de componentes desta variabilidade em diferentes faixas de frequência.

Uma outra medida univariável no domínio do tempo para o estudo da VFC baseia-se na obtenção de um modelo dinâmico univariável pela estimação de um modelo autorregressivo (AR). Modelos AR, que representam uma série temporal como uma combinação linear de observações passadas (além do ruído), são uma escolha popular na análise univariável de séries temporais devido à simplicidade do algoritmo de estimação do modelo [Nelles 2001]. Uma série temporal, como o sinal de IRR, é um sinal que varia (oscila) com o tempo. Um modelo AR da série IRR, por exemplo, fornece uma descrição da dependência de curto prazo da medida atual do IRR com medidas passadas do IRR ou, em outras palavras, da memória do sistema. Estimação da memória do sistema pode fornecer informações acerca do processo subjacente. Por exemplo, Ghasemi et al. (2006) mostraram que

indivíduos saudáveis apresentam uma memória mais curta na série de intervalos R-R quando comparados a pacientes com insuficiência cardíaca congestiva, indicando que uma memória mais longa de cada batimento cardíaco em relação a batimentos cardíacos anteriores pode ser uma indicação de uma adaptação mais lenta do SNA cardíaco a mudanças ambientais e/ou metabólicas. No entanto, informações acerca da natureza causal da variabilidade que podem ser obtidas da análise de um único sinal cardiovascular é limitado.

Existem também outras estratégias de análise do sinal de VFC no domínio do tempo, mas estes não serão tratados aqui. Para maiores informações sobre outros índices no domínio do tempo do SNA, sugere-se ao leitor interessado o artigo Malik et al. (1996), que faz uma interessante compilação de diversas técnicas de análise da VFC.

7.4.2. Medidas no domínio da frequência

Análises univariadas no domínio da frequência podem ser realizadas através da estimação da densidade espectral de potência (DEP). Análises baseadas no espectro do sinal de VFC têm sido utilizadas por várias décadas como uma medida da modulação cardíaca dos ramos simpático e parassimpático do SNA.

O sinal de VFC utilizado para a análise espectral costuma ser a série temporal IRR, ou intervalo de tempo (em ms) entre batimentos cardíacos sucessivos (picos R do ECG). A técnica de análise espectral permite a obtenção de informações de como a potência da série IRR (isto é, a variância do intervalo entre batimentos) é distribuido em termos de diferentes componentes na frequência [Akselrod et al. 1981]. Bilchick e Berger (2006) fazem uma analogia interessante para explicar as informações fornecidas pela análise no domínio da frequência. Eles lembram que, na investigação da potência total de uma estrela, costuma-se realizar medições da intensidade da luz que emana da estrela. Mas, ao invés de se analisar apenas variações na série temporal da intensidade da luz em si, a luz captada é separada em suas cores constituintes com um prisma. Deste modo, pelo estudo da intensidade das diferentes cores que compõem o espectro da luz emanada pela estrela, é possível obter informações a respeito das reações químicas que ocorrem em seu interior. De modo análogo, a análise da VFC através de seu espectro permite que se estude a variabilidade total do sinal através da análise dos diferentes componentes de frequência, cada um com diferentes intensidades (amplitudes).

A análise espectral está baseada no teorema de Fourier, um importante teorema da área de análise linear de sinais, que diz que, sob condições de estacionariedade estatística (ou seja, se as características estatísticas como média, variância, autocorrelação, etc, podem ser consideradas constantes no intervalo de análise), a série temporal oscilatória pode ser decomposta em uma somatória de componentes oscilatórios em diferentes frequências de oscilação [Semmlow 2014]. Estes componentes podem então ser associados às influências dos ramos simpático e/ou vagal no nó sinoatrial do coração [Kamath, Watanabe e Upton 2013], uma vez que diferentes mecanismos fisiológicos atuam em diferentes bandas ou intervalos de frequência; suas ações combinadas geram as flutuações observadas na série temporal da VFC, que se manifestam como diferentes componentes de frequência observados na função densidade espectral de potênica da VFC [Bilchick e Berger 2006]. A função densidade espectral de potência de um sinal, como a VFC, fornece informações sobre a contribuição de diferentes componentes oscilatórios do sinal original na potência (variância) total do sinal, de modo que a integral (área sob a curva) da função fornece a potência média do sinal. Deste modo, ao se determinar a área sob a curva da função densidade espectral de potência em um determinado intervalo de frequências, obtém-se a potência do sinal naquele intervalo de frequências [Malik et al. 1996]. Em outras palavras, obtém-se uma medida da contribuição dos componentes oscilatórios naquele intervalo de frequências para a variância total do sinal. Desta forma, é possível obter informações so-

bre quais componentes de frequência mais (ou menos) contribuem para as oscilações batimento-a-batimento observadas na série temporal do sinal de VFC.

Como os efeitos das atividades simpática e vagal sobre a função do nó sinoatrial (SA) e atrioventricular (AV) possuem diferentes tempos de resposta, isso se reflete no espectro de potência. A atividade vagal tem o efeito de reduzir a condução dos nós SA e AV, reduzindo a FC (ou, equivalentemente, aumentando o IRR). A latência da resposta do nó SA a uma estimulação vagal é bem curta. O pico da resposta a uma estimulação vagal ocorre no primeiro ou segundo batimento cardíaco (1 a 2 segundos para uma frequência cardíaca de 60 bpm) após seu início, enquanto que, após a cessação do estímulo, a FC retorna a seu valor anterior de modo um pouco mais lento, mas normalmente em menos do que 5 segundos. Já um aumento na atividade cardíaca simpática aumenta tanto a FC quanto a força de contração. O período de latência após o início da estimulação simpática é maior, da ordem de 5 segundos. Somente após este período é que se observa um aumento progressivo da FC, até atingir um nível estável em 20 a 30 segundos [Hainsworth 1995]. O decaimento da resposta simpática após a cessação do estímulo é também realizado de modo gradual [Koeppen e Stanton 2010].

Tecnicamente, a estimação do espectro de densidade de potência de um sinal utilizando-se a transformada de Fourier só pode ser determinada para uma série temporal amostrada de modo uniforme, ou seja, a uma frequência de amostragem constante. Como a série temporal IRR contém uma amostra a cada batimento, correpondendo ao pico R do ECG no instante de ocorrência daquele batimento, trata-se de uma série inerentemente amostrada a intervalos não-regulares. Por isso, é comum realizar-se uma interpolação seguida de reamostragem uniforme (a uma taxa de amostragem constante) da série temporal IRR. Uma taxa de reamostragem usual é de 4 Hz, o que garante a estimação do espectro de potência até 1 Hz de modo confiável (para frequências cardíacas de até 120 bpm), segundo o teorema de amostragem de Nyquist-Shannon [Berger et al. 1986].

Como o cálculo da densidade espectral de potência requer também estacionariedade do sinal, Malik et al. (1996) recomendam que se utilize de 2 a 5 minutos de dados para a estimação do espectro de potência da série temporal IRR. Este intervalo de tempo também garante que existam ciclos suficientes em cada banda de frequência (baixa frequência – BF e alta frequência – AF) para que se obtenha uma estimativa confiável do espectro de potência [Kuusela 2013].

Normalmente os dois ramos do SNA estão atuando ao mesmo tempo: o efeito líquido na FC reflete a ação combinada dos dois efeitos. Por exemplo, no repouso, o efeito parassimpático é dominante. Um aumento reflexo na FC ocorre como resultado de uma diminuição na modulação vagal, de um aumento na modulação simpática, ou de ambos os estímulos.

Saul et al. (1988) mostraram que os efeitos das modulações simpática e vagal, em determinados intervalos ou bandas de frequência, na variabilidade espontânea da FC podem ser explicados com base nas propriedades de resposta ou características de transferência do nó sinoatrial, o marcapasso natural do coração. Em particular, eles demonstraram que oscilações na frequência de contração do átrio direito, comandadas pelo nó sinoatrial, estão linearmante relacionados a disparos nervosos vagais até a frequência de aproximadamente 0,4 Hz, enquanto que a relação destas mesmas oscilações como resposta a disparos nervosos simpáticos só são observadas até uma frequência de aproximadamente 0,25 Hz. Em outras palavras, as ações dos sistemas vagal e simpático sobre o nó SA, cujas influências combinadas definem o ritmo cardíaco a cada instante, são ambas caracterizadas por um comportamento de filtro passa-baixas, mas com diferentes frequências de corte. Assim, um aumento dos componentes de baixa frequência do espectro da série temporal IRR, por exemplo, pode ser resultado de um aumento de flutuações na modulação simpática, vagal, ou ambas, enquanto um aumento dos componentes de alta frequencia refletem um aumento da atividade vagal.

Estudos em humanos com agentes farmacológicos mostram evidências destas considerações. Por exemplo, a administração de atropina, um antagonista dos receptores muscarínicos, utilizado para inibir ativação vagal no coração, elimina a maior parte das oscilações da FC acima de 0,15 Hz, enquanto que as variabilidades abaixo de 0,15 Hz são apenas parcialmente afetadas. Por outro lado, a administração de propranolol, um bloqueador dos receptores beta-adrenérgicos, que bloqueia a ação da norepinefrina e epinefrina nestes receptores, inibindo a atividade simpática, reduz oscilações da FC abaixo de 0,15 Hz, enquanto que aquelas oscilações acima desta frequência permanecem relativamente pouco afetadas [Parati et al. 1995].

O intervalo de baixa frequência (BF) do sinal de VFC é usualmente definido como a faixa centrada em torno de 0,1 Hz, entre 0,04 e 0,15 Hz [Malik et al. 1996]. A interpretação fisiológica das oscilações que ocorrem nesta faixa não está clara e tem gerado muito debate na literatura [Bonnemeier 2007], uma vez que tanto contribuições simpáticas quanto parassimpáticas podem estar presentes nesta faixa de frequências [Akselrod et al. 1981][Pomeranz, R. J. B. Macaulay, et al. 1985][Akselrod et al. 1985]. Como um aumento na área de BF do sinal de densidade espectral de potência é observado como uma consequência da ativação simpática, muitos autores têm utilizado este intervalo de frequências como uma medida da atividade simpática [Cerutti, Bianchi e Mainardi 1995][Malliani et al. 1991]. Outros estudos relacionaram este intervalo de frequências à dinâmica do reflexo barorreceptor [Akselrod et al. 1981][Khoo, Kim e Berry 1999][Bonnemeier 2007]. Por ser uma região com influências vagais e simpáticas, outros autores consideram que a variação na FC na região de BF uma medida do balanço simpático e vagal. Mudanças na postura, por exemplo (como a mudança da posição deitada ou sentada para a posição de pé), alteram este balanço simpatovagal [Akselrod et al. 1985], e isto é refletido no espectro de potência do sinal de FC.

A frequência respiratória, normalmente entre 0,15 e 0,4 Hz (correspondendo a 9 a 24 ciclos respiratórios por minuto), é geralmente considerada como a região de alta frequência (AF) do espectro de potência do sinal de VFC. Oscilações nesta faixa de frequência são mediadas pelo nervo vago ao coração [Cerutti et al. 1995]. Como o sistema nervoso simpático não consegue atuar nesta faixa de frequências, a área da região de AF do espectro de potência do sinal de VFC é consensualmente considerado um marcador da atividade parassimpática.

Estudos farmacológicos em humanos têm mostrado que as variabilidades observadas na FC nas região de frequências entre, aproximadamente, 0,024 a 1 Hz, são mediadas pelo sistema parassimpático, enquanto que o sistema simpático atua apenas nas variações de BF da FC [Akselrod et al. 1981]. Akselrod et al. (1981, 1985) mostraram que o bloqueio farmacológico do sistema parassimpático em cachorros treinados, conscientes e não-anestesiados essencialmente elimina flutuações de alta frequência (em torno da frequência respiratória) nas variabilidades da FC e da pressão arterial, enquanto que o bloqueio dos receptores beta não altera de modo significativo as oscilações da FC e da pressão arterial nesta faixa de frequências, o que indicaria que a atividade simpática não está envolvida em eventos na região de AF. Pomeranz et al. (1985) mostraram que oscilações na região de BF são mediadas conjuntamente pelos sistemas nervosos simpático e parassimpático e que a área de BF no espectro da VFC aumenta ao se assumir a posição de pé (posição ortostática como um estímulo simpático), enquanto que flutuações de AF são mediadas somente pelo sistema vagal e a área de AF no espectro da VFC diminui na posição de pé.

Alguns autores consideram a razão entre as áreas de BF e AF do espectro de potência do sinal de VFC (BF/AF) como uma medida do balanço simpatovagal, uma métrica da modulação relativa dos sistemas simpático e vagal. Por exemplo, uma baixa atividade vagal acompanhada de uma alta modulação simpática (ou seja, um aumento da razão BF/AF) promove arritmias ventriculares e está associada a um aumento no risco cardiovascular [Davey 2004].

Enquanto há diversos estudos investigando a aplicação da análise espectral da VFC nas áreas de insuficiência cardíaca congestiva [Saul et al. 1988], infarto do miocárdio [Lombardi et al. 1987][La Rovere et al. 1998], e neuropatia diabética [Desai et al. 2012], para citar apenas alguns exemplos, há um menor número de investigações baseadas na variabilidade da pressão arterial [Kamath et al. 2013]. Assim como na FC, observam-se variações na PA no curto (segundos a minutos), médio (minutos a dias) e longo (dias a meses) prazos [Grassi et al. 2012].

A função dos mecanismos de regulação da PA é a de procurar manter a PA relativamente constante, mesmo frente a variações nas demandas internas e externas, de modo a garantir o fornecimento de oxigênio e nutrientes a todas as células do corpo. Diferentemente da VFC, em que uma maior VFC costuma estar relacionada a condições e prognósticos favoráveis, valores maiores da variabilidade da pressão arterial (VPA) estão associadas ao desenvolvimento de lesões de órgãos-alvo [Li et al. 2017] [Su e Miao 2005].

Os sistemas neurohormonais atuam na regulação da PA na escala de curto prazo, de segundos a minutos, mas com tempos de resposta diferentes. Deste modo, assim como na análise da VFC, a análise da densidade espectral de potência também pode ser aplicada na análise da VPA de curto prazo para o estudo das contribuições relativas de cada sistema na regulação da PA [Höcht 2013].

Os componentes de muito baixa frequência da função densidade espectral da VPA, na faixa de, aproximadamente, 0,02 a 0,07 Hz, parece estar associada à regulação da PA pela autorregulação miogênica (associada aos músculos lisos vasculares) da função vascular, ao sistema renina-angiotensina e sua ação na regulação da pressão arterial e do tônus vascular e à produção de óxido nítrico (NO – nitric oxide) no endotélio vascular (ação vasodilatadora) [Höcht 2013]. Oscilações na PA e na FC no intervalo de frequências entre 0,025 e 0,5 Hz (correspondendo a períodos de oscilação de 2 a 40 segundos), aproximadamente, são ao menos em parte mediadas por influências autonômicas neurais [Parati et al. 1995]. A área de BF (entre 0,04 a 0,15 Hz) da função densidade espectral da VPA tem sido associada a variações no tônus vasomotor e na resistência vascular sistêmica, portanto considerada um marcador da função simpática na regulação da PA, enquanto que a área de AF (entre 0,15 a 0,4 Hz) tem sido associada aos efeitos mecânicos da respiração na função cardíaca e nos vasos torácicos, e seria um marcador de variações da modulação vagal sobre a FC e o débito cardíaco e, portanto, na PA [Parati et al. 1995]. Muitos estudos têm analisado variabilidades na FC e na PA para obter informações a respeito da regulação neural que seriam responsáveis por estas variações nas diferentes faixas de frequência. No entanto, ainda não há um consenso em relação à interpretação fisiológica dos diferentes componentes de frequência presentes nas variabilidades da FC e da PA [Parati et al. 1995][Eckberg 1983][Malliani et al. 1991].

Estas limitações mostram que análises mais sofisticadas da variabilidade cardiovascular, envolvendo mais de um sinal ou uma série temporal, tornam-se necessárias. Análises multivariadas podem fornecer informações adicionais acerca de relações mecanísticas subjacentes entre, por exemplo, variações na frequência cardíaca, respiração e pressão arterial, através de uma caracterização dinâmica dos mecanismos regulatórios responsáveis pelos acoplamentos entre variáveis cardiovasculares, ao invés de informações restritas à análises da variabilidade de uma única variável [Jo et al. 2003][Xiao, Mullen e Mukkamala 2005].

7.5. Variabilidade da Frequência Cardíaca: Análise Multivariada

Um método alternativo para se obter informações a respeito das variabilidades cardiovasculares e, portanto, do controle autonômico, pode ser obtido utilizando-se uma abordagem a nível de sistemas. Neste tipo de abordagem, o foco da investigação não está mais no estudo das variabilidades observadas em um único sinal (ou série temporal), mas na caracterização quantitativa dos mecanismos regulatórios cardiovasculares responsáveis pelo acoplamento das variabilidades entre pares de sinais cardiovasculares.

A abordagem a nível de sistemas para o estudo de variabilidades cardiovasculares batimento-a-batimento (a cada ciclo cardíaco) pode gerar informações não apenas a respeito das oscilações das variáveis cardiovasculares em si, mas também sobre o mecanismo neural regulatório ou sistema responsável pela geração destas oscilações [Xiao et al. 2005]. Existem diferentes técnicas de análise que podem ser adotadas. Nesta seção são apresentadas as abordagens baseadas na estimação da função de transferência e na estimação da resposta ao impulso, explorando suas aplicações, características e limitações.

Nesta abordagem a nível de sistemas, é usual a definição de um modelo que representa as relações causais que se conhece entre as variabilidades das variáveis sendo estudadas. A Figura 1.2 é uma representação esquemática, na forma de diagrama de blocos, dos principais mecanismos fisiológicos que contribuem para as variabilidades observadas na frequência cardíaca e na pressão arterial a curto prazo (no intervalo de tempo de segundos a minutos). Cada "bloco" representa a inter-relação dinâmica entre pares de variáveis cardiovasculares e respiratórias. É importante observar que todas as variáveis consideradas neste modelo são variáveis mensuráveis: volume pulmonar instantâneo (VPI), intervalo RR (IRR) e pressão arterial sistólica (PAS). Observe que as variáveis presentes no sistema são as oscilações de cada variável em torno de sua média. Por exemplo, a variável $\Delta VPI(t)$ representa as variações em torno da média observadas no volume pulmonar instantâneo, no intervalo de tempo da observação. Assim como no caso da análise espectral, recomenda-se utilizar um intervalo curto de observação (intervalos de 5 a 10 minutos são comuns).

Cada "bloco" na Figura 1.2 é uma representação matemática da dinâmica do(s) mecanismo(s) fisiológico(s) que caracteriza(m) a inter-relação entre a variável de entrada e a de saída. Por exemplo, a função de transferência $H_{BRA}(t)$ representa matematicamente a relação entre oscilações na pressão arterial sistólica (PAS), a "entrada", com variabilidades na FC, ou, equivalentemente, no intervalo RR (IRR), a "saída", via os barorreceptores arteriais (BRA). Oscilações na respiração (ΔVPI) estão relacionadas a variabilidades na frequência cardíaca ou, equivalmentemente, no intervalo R-R (ΔIRR), pelo acoplamento respiratório-cardíaco (ARC), que envolve mecanismos como realimentação vagal dos receptores de alongamento dos pulmões, modulação respiratória da saída neural cardiovagal, efeitos da pressão intratorácica nos receptores cardiopulmonares e a compressão e o alongamento mecânico direto do nó sinoatrial [Khoo 2008]. É importante observar que isto não é equivalente ao fenômeno conhecido como arritmia sinusal respiratória (ASR), uma vez que a ASR é mediada tanto pelo acoplamento respiratório-cardíaco (ARC) quanto pela resposta do barorreflexo a oscilações na pressão arterial relacionadas à respiração [Khoo 2008][La Rovere et al. 1995]. Em outras palavras, este modelo assume que oscilações na FC (ou IRR) são geradas por dois mecanismos funcionais: o acoplamento respiratório-cardíaco direto, representado pelo "bloco" ou função de transferência $H_{ARC}(t)$, e o barorreflexo arterial ($H_{BRA}(t)$). Este sub-sistema de duas entradas ($\Delta VPI(t)$ e $\Delta PAS(t)$) e uma saída ($\Delta IRR(t)$) está identificado com um contorno tracejado na Figura 1.2. Outras influências não consideradas pelo modelo na variação do intervalo RR estão representadas pela variável $\Delta\omega I_{RR}(t)$.

Figura 7.2. Representação esquemática dos principais mecanismos fisiológicos que contribuem para as variabilidades observadas na frequência cardíaca e na pressão arterial a curto prazo (no interval de tempo de segundos a minutos).

Fonte: Adaptado de Belozeroff et al. (2002)

Em termos da pressão arterial, variações na pressão arterial sistólica (ΔPAS) podem resultar de efeitos diretos da respiração (sobretudo oscilações de alta frequência), de variações na resistência vascular periférica (oscilações de baixa frequência), e/ou de oscilações no volume sistólico e IRR (envolvendo flutuações tanto de alta quanto de baixa frequência) [Khoo 2008]. A variável $\Delta\omega PAS(t)$ representa outras influências em $\Delta_{PAS}(t)$ não consideradas pelo modelo. É importante observar que a função de transferência entre pares entrada-saída de variáveis fisiolóigocas costuma representar o comportamento agregado de diferentes mecanismos fisiológicos que caracerizam a inter-relação entre as variáveis consideradas [Batzel et al. 2009].

O objetivo deste modelo não é o de incluir todos os mecanismos conhecidos e desenvolver equações matemáticas detalhadas relacionando todas as variáveis envolvidas no controle cardiorespiratório, de modo a explicar as variabilidades observadas na FC e na pressão arterial (PA). O objetivo é obter uma representação matemática que leve em consideração grande parte do comportamento dinâmico observado nas variabilidades da FC e da PA, mas que ainda seja simples o suficiente de modo que seus parâmetros, que determinam as características dinâmicas do modelo e, portanto, fornecem uma métrica quantitativa da função autonômica, possam ser determinados a partir de registros fisiológicos adquiridos de um indivíduo, em um único estudo ou procedimento experimental [Khoo 2008]. Esta abordagem tem sido empregada em diferentes estudos. Por exemplo, Khoo e Blasi (2013) e Belozeroff et al. (2002) utilizaram o modelo mínimo cardiovacular para melhor delinear quais mecanismos fisiológicos envolvidos nas variabilidades da FC e da PA são afetados pela exposição crônica a distúrbios do sono.

A abordagem de sistemas permite uma representação em malha fechada, em que tanto o caminho direto quanto o caminho de realimentação estão presentes na resposta do sistema [Khoo 2018], permitindo uma representação mais sistemática dos caminhos de malha direta e de realimentação que existem entre as principais variáveis fisiológicas envolvidas na regulação cardiovascular de curto prazo.

7.5.1. Análise da VFC pela abordagem da função de transferência

Uma das abordagens a nível de sistemas adotadas para a caracterização dos mecanismos subjacentes responsáveis pelo acoplamento entre pares de variáveis (normalmente, a entrada e a saída sendo analisadas) é a representação do sistema por uma função de transferência matemática. Uma função de transferência é uma representação matemática que fornece informações de como o sistema em estudo, neste caso o mecanismo regulatório cardiovascular neural, gera a saída (oscilações na FC, por exemplo) como uma resposta a sua entrada (oscilações na pressão arterial, por exemplo).

Uma das técnicas disponíveis para a estimação da função de transferência entre pares de variáveis cardiorespiratórias é a estimação da função no domínio da frequência. Neste sentido, considere a série temporal *x(t)* como o sinal de entrada e a série temporal *y(t)* como o sinal de saída da função de transferência, ou função de resposta em frequência (FRF), $\hat{H}(f)$, que se deseja caracterizar. A FRF entre *x(t)* e *y(t)* pode ser calculada a partir da expressão $\hat{H}(f) = \frac{\hat{S}_{xy}(f)}{\hat{S}_{xx}(f)}$, em que $\hat{S}_{xy}(f)$ é a transformada de Fourier da função de correlação cruzada entre *x(t)* e *y(t)*, uma medida de similaridade entre dois sinais, e $\hat{S}_{xy}(f)$, uma medida da similaridade de um sinal com versões deslocadas no tempo deste mesmo sinal [Sörnmo e Laguna 2005]. Se, por exemplo, a entrada *x(t)* considerada for a série temporal da respiração, ΔVPI(*t*), e a saída y(*t*) for a série temporal ΔIRR(*t*), pode-se interpretar a função $\hat{H}(f)$ como o espectro do componente da variação do intervalo RR relacionado à respiração, normalizado pelas características espectrais do padrão respiratório [Khoo et al. 1999]. Isso é vantajoso quando comparado à análise univariada da VFC, uma vez que a VFC é fortemente dependente da taxa respiratória [Billman 2011] [Quintana, Alvares e Heathers 2016][Quintana e Heathers 2014].

A FRF é uma sequência de números complexos, cujas amplitudes e fases variam com a frequência. Pode-se interpretar a magnitude da FRF em uma dada frequência *f* como uma medida de como este componente do sinal de entrada contribui para a energia do sinal de saída nesta mesma frequência. Por sua vez, a fase, normalmente medida em graus, é uma indicação do atraso de cada componente de frequência da saída em relação ao mesmo componente de frequência na entrada [Berger, Saul e Cohen 1989], fornecendo, assim, uma medida da relação temporal entre a atividade respiratória e variações na FC. Mais especificamente, a FRF fornece informações sobre potência ou variâncias na saída explicadas por variâncias na entrada, para cada componente de frequência de interesse, assim como os atrasos associados à propagação destas variâncias entre a entrada e a saída [Baselli et al. 1986]. Berger et al. (1989) utilizaram o conceito de FRF para estudar o comportamento dinâmico do nó sinoatrial a estímulos vagais e simpáticos, e mais tarde para a caracterização dinâmica da arritmia respiratória sinusal (ARS) [Saul et al. 1989]. Robbe et al. (1987), assim como Pitzalis et al. (1998), utilizaram o conceito de função de resposta em frequência para estimar a sensibilidade do barorreflexo a partir de variações espontâneas da PAS e da FC.

No entanto, como o autoespectro e o espectro cruzado utilizados para a determinação da FRF não levam em consideração relações de causa e efeito e não são capazes de diferenciar interações da entrada na saída *(x(t) →y(t))* de interações no caminho inverso (*y(t)→x(t)*), a função de transferência só é aplicável em sistems em malha aberta [Faes et al. 2004]. Os mecanismos regulatórios do sistema cardiovascular e cardiorrespiratório envolvem mecanismos complexos e uma interação das variáveis tanto na malha direta, que é o caso das dinâmicas de acoplamento respiratório-cardíaco ($H_{ARC}(t)$) e do barorreflexo arterial ($H_{BRA}(t)$), quanto na malha de realimentação, no caso da dinâmica circulatória ($H_{DCI}(t)$). Dessa forma, ao caracterizar a relação entre PAS e FC haverá informação de ambas as dinâmicas $H_{ARC}(t)$ e $H_{DCI}(t)$. Além disso, a técnica de função de transferência só considera as relações entre um par de variáveis por vez, não sendo capaz de separar os efeitos do acoplamento respiratório-cardíaco na FC dos efeitos que a respiração exerce na FC, mediados pela dinâminca do barorreflexo, $H_{EDR}(t)$. Neste sentido, uma abordagem baseada na identificação de sistemas, em que seja possível separar os efeitos diretos daqueles da malha de realimentação, torna-se necessária.

7.5.2. Análise da VFC pela abordagem da resposta ao impulso

Para que as relações causais entre entrada e saída possam ser levadas em consideração, torna-se interessante uma abordagem baseada na identificação de sistemas no domínio do tempo. A identificação de sistemas é uma técnica em que, baseado na medição (dados experimentais) de pares de sinais ou séries temporais as quais se sabe estarem relacionadas (como a respiração e a FC), um modelo matemático que representa as dinâmicas subjacentes das relações mecanísticas entre as variáveis pode ser estimados [Khoo 2018].

O modelo estimado no domínio do tempo é baseado no conceito de resposta ao impulso (RI), um dos conceitos fundamentais da teoria de sistemas lineares dinâmicos [Khoo 2018]. A RI entre uma entrada *x(t)* e uma saída *y(t)* define completamente o sistema linear invariante no tempo que relaciona *x(t)* a *y(t)*. No entanto, para se obter estimativas não-enviesadas da RI entre *x(t)* e *y(t)*, a entrada do modelo não deve depender da saída [Jo et al. 2003][Khoo 2018], o que limita a aplicação desta técnica a sistemas de malha aberta. Entretanto, realizando-se um modelamento de modo que a saída *y(t)* dependa explicitamente de valores presentes e passados, mas não futuros, da entrada *x(t)*, utilizando-se uma representação no domínio do tempo, assim como incorporando-se atrasos ao modelo, a RI fornece os meios para que se abra matematicamente a malha, efetivamente separando-se os componentes de malha direta daqueles da malha de realimentação [Jo et al. 2003][Khoo 2018].

Esta abordagem multivariada modela de forma mais explícita as inter-relações entre pares de variáveis cardiorrespiratórias. Por exemplo, a RI entre oscilações na PAS (ΔPAS) e variações no IRR (ΔIRR) modela a dinâmica da regulação da FC pelo mecanismo do barorreflexo, independentemente dos efeitos da respiração na FC. Este último pode ser investigado pela estimação da RI entre flutuações no VPI (ΔVPI) e oscilaçoes no IRR (ΔIRR) [Jo et al. 2003].

Para a estimação da RI para cada par entrada-saída, pode-se, por exemplo, utilizar um modelo autoregressivo com entrada exógena (ARX), um modelo de função de base Laguerre (FBL) ou um modelo de função de base Meixner (FBM), dentre outros. Cada abordagem apresenta determinadas vantagens, assim como certas limitações.

Por exemplo, a estrutura ARX modela a saída como uma combinação linear de entradas e saídas passadas, e o erro de predição é linear nos parâmetros. Deste modo, a estimação dos parâmetros do modelo pode ser realizada utilizando-se uma abordagem de mínimos quadrados, em que a solução é o mínimo global da função de custo [Nelles 2001]. No entanto, esta abordagem requer um número relativamente elevado de dados entrada-saída e uma elevada ordem do modelo de modo a gerar uma estimativa consistente e não-enviesada do processo. Ademais, o aspecto auto-regressivo do modelo ARX torna-o sensível à escolha da ordem dos modelos [Oliveira et al. 2011].

Por outro lado, a estimação da RI utilizando-se modelos de função de base ortonormais, como os modelos FBL e FBM, permitem a incorporação de conhecimento prévio acerca da dinâmica aproximada do sistema no modelo, na forma de parâmetros pré-definidos que determinam o comportamento dinâmico das funções de base e, consequentemente, da RI. Esta abordagem leva a uma redução significativa na ordem do modelo, pela redução da variância na estimação dos coeficientes [Asyali e Juusola 2005]. Deste modo, pode-se obter uma estimativa consistente e não-enviesada com bem menos dados entrada-saída [Nelles 2001]. Além disso, como os modelos do tipo funções de base ortonormais, como os modelos FBL e FBM, não possuem realimentção da saída (a saída atual não depende de saídas passadas, mas de uma combinação das funções de base escolhidas e dos dados de entrada), os modelos dinâmicos correspondentes são mais robustos à determinação da ordem do modelo e menos sensíveis a dinâmicas não modeladas [Oliveira et al. 2011]. As funções de base de Laguerre e Meixner

são caracterizadas por seu comportamento oscilatório com amortecimento gradual até sua estabilização em zero, um comportamento compatível com a resposta ao impulso de sistemas fisiológicos [Asyali e Juusola 2005], o que torna sua escolha bastante apropriada. Como os modelos FBL e FBM são lineares nos parâmetros, os coeficientes dos modelos podem ser estimados pelo método de mínimos quadrados.

O modelo FBL permite a incorporação de um pólo real *(p)*, que define a taxa de decaimento exponencial das funções de base, com valores maiores resultando em respostas mais longas e oscilatórias [Brinker 1995]. Recomenda-se a escolha do pólo de modo que a função de base de maior ordem esteja bastante amortecida próximo ao tamanho da memória da RI [Marmarelis 1993]. Diferentes pesquisadores vêm investigando algoritmos para a determinação de um valor ótimo para o parâmetro *p* [Masnadi-Shirazi e Ahmed 1991][Brinker e Sarroukh 2004][Oliveira et al. 2011]. No entanto, esta continua sendo uma área ativa de pesquisa.

As funções de base de Meixner (mais especificamente, as funções de base do tipo Meixner) podem ser interpretadas como uma generalização das funções de base de Laguerre discretas [Brinker 1995]. As FBM permitem a caracterização de funções RI de início mais lento [Asyali e Juusola 2005], como costuma ser o caso da RI entre pares de variáveis cardiovasculares [Chaicharn et al. 2009], por serem caracterizadas com um parâmetro adicional, *n*, chamado de *ordem de generalização*. Este parâmetro define quão lento será o início das oscilações das funções de base [Asyali e Juusola 2005][Brinker 1995]. Quanto maior a ordem de generalização, mais lenta a dinâmica do modelo. A seleção dos parâmetros *p* e *n* permitem uma caracterização mais precisa da dinâmica do sistema.

Além do modelo completo, pode-se também estimar sub-sistemas do modelo mostrado na Figura 1.2, tomando-se o devido cuidado no modelamento matemático para garantir que a saída de interesse no tempo atual dependa apenas da(s) entrada(s) no tempo atual e passadas, mas não futuras. Por exemplo, para estudar os efeitos de variações da FC resultantes de oscilações na respiração e na pressão arterial, pode-se definir o modelo com duas entradas ($\Delta VPI(t)$ e $\Delta PAS(t)$) e uma saída ($\Delta IRR(t)$), destacado pelo contorno tracejado na Figura 1.2. Neste caso, deve-se especificar nas equações matemáticas do modelo que $\Delta IRR(t)$ dependa apenas de valores presentes e passados, mas não futuros, de $\Delta VPI(t)$ e $\Delta PAS(t)$.

Para modelos deste tipo (duas entradas e uma saída), sugere-se que o procedimento de três passos descrito em [Chaicharn et al. 2009] seja seguido, para desacoplar os efeitos de interações entre entradas e, assim, melhorar a acurácia da estimativa do modelo. O objetivo deste procedimento é a redução da correlação entre as entradas. Sabe-se que a respiração influencia a FC diretamente pelo acoplamento respiratório-cardíaco. No entanto, a respiração também influencia a PAS por acoplamento mecânico: variações na pressão intratorácica devido à respiração afetam o retorno venoso, o qual, por sua vez, afeta a pressão arterial [Patwardhan 2006][Jo et al. 2003]. O procedimento de desacoplamento atua no sentido de aumentar a ortogonalidade entre as duas entradas, seguindo, resumidamente, estes três passos: (1) a partir das entradas originais, $\Delta VPI(t)$ e $\Delta PAS(t)$, utiliza-se um modelo ARX para gerar um termo $\Delta PAS_{corr}(t)$, correlacionado à respiração, e um termo $\Delta PAS_{não\text{-}corr}(t)$, não-correlacionado à respiração; (2) realiza-se a estimação das funções RI $h_{BRA}(t)$ e $h_{ARC}(t)$ utilizando-se as entradas $\Delta VPI(t)$ e o termo $\Delta PAS_{não\text{-}corr}(t)$; (3) mantendo-se a RI $h_{BRA}(t)$ estimada na etapa anterior e utilizando-se as entradas originais, $\Delta VPI(t)$ e $\Delta PAS(t)$, repete-se a estimação da função RI $h_{ARC}(t)$. Este procedimento de desacoplamento das entradas procura garantir que apenas os efeitos diretos da respiração na variável de saída, e não os efeitos indiretos, pela sua influência na segunda entrada, sejam levados em consideração na estimação das RIs, buscando isolar os mecanismos específicos sob investigação [Chaicharn et al. 2009].

Para a determinação das ordens dos modelos (ARX, FBL ou FBM), sugere-se utilizar critérios como o critério de informação de Akaike (AIC, de *Akaike information criterion*) ou o método do comprimento de mínima descrição (MDL, de minimum description length) [Ljung 1999], que penalizam modelos com um maior número de parâmetros, ou o critério de melhor adequação do modelo às saídas medida e estimada, quantificado pelo erro quadrático médio. Observe, no entanto, que este último pode resultar em uma sobre-estimação da ordem

do modelo, caso haja uma sobreparametrização do modelo devido a ruídos [Ljung 1999].

Para se reduzir o risco de selecionar modelos sobreparametrizados, com ruídos incorporados, a estratégia de se dividir os dados (pares entrada-saída) disponíveis em um conjunto de estimação e um conjunto de validação torna-se interessante. Neste caso, utiliza-se uma abordagem de validação cruzada para selecionar o modelo mais adequado. Resumidamente, isto consiste em se utilizar uma porção dos dados para estimar os coeficientes de cada modelo possível dentro da faixa de parâmetros pré-determinada e utilizar a porção restante dos dados para aplicá-los e calcular o erro e então selecionar o modelo. Desta forma, penaliza-se a adequação do modelo a informações que estejam contidas apenas em uma das porções dos dados, evitando a sobreparametrização [Westwick e Kearney 2003].

Métricas quantitativas do SNA obtidas a partir da RI

A partir da RI estimada, é possível gerar descritores ou métricas quantitativas compactas do SNA, que fornecem informações sobre a interação entre pares de variáveis cardiovasculares, de modo a facilitar a comparação entre diferentes grupos de sujeitos estudados. Por exemplo, métricas obtidas a partir da RI entre respiração (VPI) como entrada e IRR como saída caracterizam as propriedades temporais e de ganho do mecanismo de acoplamento entre neurônios respiratórios e cardiovagais, enquanto que índices quantitativos obtidos a partir da RI entre PAS como entrada e IRR como saída caracterizam as propriedades temporais e de ganho de variações no IRR mediados pelo barorreflexo [Jo et al. 2005]. Dentre os descritores compactos utilizados na literatura, podem-se destacar os seguintes:

1. **Magnitude da resposta ao impulso (IRM – impulse response magnitude):** ganho da RI calculado como a diferença entre o maior e o menor valor da RI. Belozeroff e colegas [Belozeroff et al. 2002] mostraram que o ganho IRM do barorreflexo aumentou após terapia de pressão positiva contínua nas vias aéreas (aparelho CPAP, do inglês *continuous positive airway pressure*) de longo prazo em pacientes com apneia obstrutiva do sono (AOS), indicando um aumento da atividade vagal com o uso consistente do CPAP.
2. **Latência (L):** atraso no tempo entre a aplicação do estímulo na entrada e o início propriamente dito da RI. Jo e colegas [Jo et al. 2003] mostraram que a latência associada às características temporais do mecanismo do barorreflexo é significativamente maior para pacientes com AOS quando comparado a sujeitos saudáveis (grupo controle).
3. **Tempo até o pico (Tpeak):** intervalo de tempo entre o início da RI e o primeiro pico (valor máximo) ou vale (valor mínimo). Em um estudo com pacientes com AOS de moderada a severa e um grupo controle, o tempo até o pico do acomplamento respiratório-cardíaco autonômico central (ARC) mostrou-se significativamente maior em pacientes do que no grupo controle, tanto na vigília quanto no sono, indicando uma maior supressão vagal em pacientes com AOS.
4. **Ganho dinâmico (DG – dynamic gain):** magnitude média da função de transferência causal, calculada a partir da transformada de Fourier da RI. Esta medida do ganho da função de transferência causal fornece informações relacionadas a bandas de frequência específicas. Chaicharn e colegas (2009), por exemplo, mostraram que a região de baixa frequência do ganho dinâmico (BF_DG) é menor em pacientes com AOS quando comparados ao grupo controle, indicando uma disfunção na sensibilidade do barorreflexo.

A Figura 1.3 ilustra os indicadores obtidos das características temporais da resposta ao impulso.

Figura 7.3. Ilustração dos indicadores obtidos das características temporais da resposta ao impulso: a latência (L) é o tempo entre o estímulo, aplicado no tempo 0s, e o início da resposta; o tempo de pico (Tpeak) é o tempo entre o início da resposta e seu primeiro pico ou vale; a magnitude da resposta ao impulso (IRM) é a amplitude total da resposta.

Descritores baseados na RI mostram-se bastante promissores como índices sensíveis da função autonômica. Utilizando uma abordagem de identificação de sistemas baseado na FBL, Belozeroff e colegas (2002) mostraram que os descritores do SNA baseados no modelamento foram mais sensíveis do que descritores univariados da VFC na detecção de mudanças na variabilidade cardiovascular mediada pelo SNA com o uso contínuo da máscara de CPAP em pacientes com AOS de moderada a severa. Em uma outra aplicação clínica, Mukkamala e colegas (1999) mostraram que, enquanto que testes-padrão da função autonômica foram incapazes de distinguir pacientes com neuropatia autonômica diabética inicial de sujeitos saudáveis (grupo controle), métricas da regulação autonômica cardiovascular obtidas a partir da identificação de sistemas (estimação da resposta ao impulso) mostraram-se significativamente diferentes entre os dois grupos. Comparando resultados obtidos a partir de dados de repouso (controle) com dados obtidos a partir da combinação de bloqueio farmacológico total das atividades simpática e vagal cardíacas e mudança de postura (de supino para a posição de pé), Mullen e colegas (1997) mostraram que uma metodologia no domínio do tempo baseada na identificação de sistemas é uma abordagem quantitativa válida para a caracterização dos mecanismos fisiológicos subjacentes envolvidos na regulação cardiovascular batimento-a-batimento. Os autores reportaram que os marcadores quantitativos obtidos nas diferentes condições experimentais foram alterados de modo consistente com mecanismos fisiológicos conhecidos. Estes resultados mostram que uma análise multivariada baseada na estimação da RI, utilizando-se a identificação de sistemas, é uma técnica quantitativa poderosa e sensível para a avaliação da regulação cardiovascular.

7.6. Considerações Finais

Este capítulo teve como objetivo mostrar as vantagens de uma abordagem interdisciplinar no estudo de sinais e sistemas fisiológicos. Em particular, mostrou-se como conceitos e ferramentas teóricas quantitativas comumente utilizadas na área da engenharia contribuem para o estudo de sistemas de regulação fisiológicos. Para uma apresentação mais clara das técnicas e dos métodos de análise disponíveis, optou-se por ilustrá-las aplicadas ao estudo do sistema de regulação cardiovascular e cardiorrespiratório.

O controle cardiovascular e cardiorrespiratório no curto prazo (na escala de segundo a minutos) é definido pela ação combinada dos ramos simpático e vagal do sistema nervoso autônomo, que determina a frequência cardíaca, a pressão arterial e a taxa de respiração apropriadas a cada momento. O estudo do sistema de regulação cardiovascular e cardiorrespiratório é baseado na análise das variabilidades batimento-a-batimento observadas nas variáveis envolvidas, como a frequência cardíaca, a pressão arterial e a taxa de respiração, todas grandezas mensuráveis de modo não-invasivo. Foram mostradas inicialmente técnicas de análise univariadas, em que o foco é na análise das variabilidades, ou oscilações, em si, observadas em uma única variável cardiovascular, como a análise da variabilidade da frequência cardíaca ou da variabilidade da pressão arterial. No entanto, uma vez que os sinais cardiovasculares e respiratórios interagem entre si em malha fechada, devido aos complexos mecanismos envolvidos na regulação da função cardíaca e respiratória, a aplicação de técnicas univariadas é limitada, e sua interpretabilidade não é um consenso na literatura.

Por outro lado, com a abordagem a nível de sistemas, em que o foco da investigação não está mais no estudo das variabilidades ou das oscilações isoladas observadas em um único sinal (ou série temporal), mas na caracterização quantitativa dos mecanismos regulatórios cardiovasculares responsáveis pelo acoplamento entre as variabilidades observadas de pares de sinais cardiovasculares, é possível a obtenção de informações a respeito dos mecanismos neurais regulatórios responsáveis pela geração destas oscilações. Em outras palavras, enquanto a análise univariada é basicamente uma observação fenomênica dos ritmos ou variações observadas em cada variável isolada, a análise multivariada permite que sejam testadas hipóteses relativas à origem das variabilidades observadas e das relações funcionais entre a entrada e saida observadas, na forma da definição de um modelo. Este modelo representa as relações causais que podem explicar as flutuações ou oscilações observadas nas variáveis cardiovasculares. Diferentes estudos vêm mostrando que esta abordagem é capaz de gerar índices mais sensíveis relacionados aos mecanismos regulatórios subjacentes do que a análise univariada, que podem contribuir para avanços clínicos significativos.

Referências

Akselrod, Solange et al. 1981. "Power Spectrum Analysis of Heart Rate Fluctuation: A Quantitative Probe of Beat-to-Beat Cardiovascular Control." Science 213(4504):220–22.

Akselrod, Solange et al. 1985. "Hemodynamic Regulation: Investigation by Spectral Analysis." Am J Physiol Heart Circ Physiol 279(4 Pt 2):H867–75.

Asyali, Musa H. e Mikko Juusola. 2005. "Use of Meixner Functions in Estimation of Volterra Kernels of Nonlinear Systems with Delay." IEEE Transactions on Biomedical Engineering 52(2):229–37.

Baselli, G. et al. 1986. "Spectral and Cross-Spectral Analysis of Heart Rate and Arterial Blood Pressure Variability Signals." Computers and Biomedical Research 19(6):520–34.

Batzel, Jerry, Giuseppe Baselli, Ramakrishna Mukkamala e Ki H. Chon. 2009. "Modelling and Disentangling Physiological Mechanisms: Linear and Nonlinear Identification Techniques for Analysis of Cardiovascular Regulation." Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences 367(1892):1377–91.

Belozeroff, Vasily, Richard B. Berry, Catherine S. H. Sassoon e Michael C. K. Khoo. 2002. "Effects of CPAP Therapy on Cardiovascular Variability in Obstructive Sleep Apnea: A Closed-Loop Analysis." Am J Physiol Heart Circ Physiol 282(1):H110-121.

Berger, R. D., Solange Akselrod, David Gordon e Richard J. Cohen. 1986. "An Efficient Algorithm for Spectral Analysis of Heart Rate Variability." IEEE Transactions on Biomedical Engineering 33(9):900–904.

Berger, R. D., J. P. Saul e R. J. Cohen. 1989. "Transfer Function Analysis of Autonomic Regulation. I. Canine Atrial Rate Response." The American Journal of Physiology 256(1 Pt 2):H142–52.

Bergman, Richard N. 1989. "Toward Physiological Understanding of Glucose Tolerance: Minimal-Model Approach." Diabetes 38(12):1512–27.

Bigger, J. Thomas et al. 1992. "Correlations among Time and Frequency Domain Measures of Heart Period Variability Two Weeks after Acute Myocardial Infarction." The American Journal of Cardiology 69(9):891–98.

Bigger Jr., J. Thomas, Joseph L. Fleiss, Linda M. Rolnitzky e Richard C. Steinman. 1993. "Frequency Domain Measures of Heart Period Variability to Assess Risk Late after Myocardial Infarction." Journal of the American College of Cardiology 21(3):729–36.

Bilchick, Kenneth C. e Ronald D. Berger. 2006. "Heart Rate Variability." J Cardiovasc Electrophysiol 17(6):691–94.

Billman, George E. 2011. "Heart Rate Variability - a Historical Perspective." Frontiers in Physiology 2 NOV(Novembro):1–13.

Bonnemeier, Hendrik. 2007. "The Never-Ending Story: Unraveling the Mysteries of the Low-Frequency Component of Heart Rate Variability." Heart Rhythm 4(12):1530–31.

Brinker, A. C. De. 1995. "Meixner-like Functions Having a Rational Z-transform." International Journal of Circuit Theory and Applications 23(3):237–46.

Brinker, A. C. e B. E. Sarroukh. 2004. "Pole Optimisation in Adaptive Laguerre Filtering." 2004 IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing 2(1):pp.649-52.

Brodal, Per. 2003. The Central Nervous System: Structure and Function. 3a ed. Oxford University Press.

Cerutti, Sergio, Anna M. Bianchi e Luca T. Mainardi. 1995. "Spectral Analysis of the Heart Rate Variability Signal." pp. 63–74 in Heart rate variability, editado por M. Malik e A. J. Camm. Armonk: Futura Publishing Company.

Chaicharn, Jarree et al. 2009. "Model-Based Assessment of Cardiovascular Autonomic Control in Children with Obstructive Sleep Apnea." Sleep 32(7):927–38.

Collins, Francis S., Michael Morgan, Aristides Patrinos e James D. Watson. 2003. "The Human Genome Project : Lessons from Large-Scale Biology." Science 300(5617):286–91.

Costanzo, Linda S. 2006. Physiology. 3a ed. Philadelphia: Saunders Elsevier.

Davey, Patrick. 2004. The ECG in Clinical Decision Making. London: CRC Press.

DeGiorgio, Christopher M. et al. 2010. "RMSSD, a Measure of Heart Rate Variability, Is Associated with Risk Factors for SUDEP: The SUDEP-7 Inventory." Epilepsy Behav 19(1):78–81.

Desai, Kamalakar et al. 2012. "Diabetic Autonomic Neuropathy Detection by Heart-Rate Variability Power-Spectral Analysis." Journal of Mechanics in Medicine and Biology 12(03):1250039: 1-22.

Eckberg, L. 1983. "Human Sinus Arrhythmia of Vagal Cardiac Outflow as an Index of Vagal Cardiac Outflow." J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol 54(4):961–66.

Esler, M. 1992. "The Autonomic Nervous System and Cardiac Arrhythmias." Clinical Autonomic Research 2(2):133–35.

Faes, L. et al. 2004. "Causal Transfer Function Analysis to Describe Closed Loop Interactions between Cardiovascular and Cardiorespiratory Variability Signals." Biological Cybernetics 90(6):390–99.

Furness, J. B. 2009. "Autonomic Nervous System." Pp. 833–35 em Encyclopedia of Neuroscience, editado por L. R. Squire. Academic Press.

Ghasemi, F., Muhammad Sahimi, J. Peinke e M. Reza Rahimi Tabar. 2006. "Analysis of Non-Stationary Data for Heart-Rate Fluctuations in Terms of Drift and Diffusion Coefficients." Journal of Biological Physics 32(2):117–28.

Grassi, Guido et al. 2012. "Total Cardiovascular Risk, Blood Pressure Variability and Adrenergic Overdrive in Hypertension: Evidence, Mechanisms and Clinical Implications." Current Hypertension Reports 14(4):333–38.

Guyton, Arthur C. e John E. Hall. 2006. Textbook of Medical Physiology. 11a ed. Elsevier Saunders.

Hainsworth, Roger. 1995. "The Control and Physiological Importance of Heart Rate." Pp. 3–19 em Heart rate variability, editado por M. Malik e A. J. Camm. Armonk: Futura Publishing Company.

Höcht, Christian. 2013. "Blood Pressure Variability: Prognostic Value and Therapeutic Implications." ISRN Hypertension 2013:1–16.

Hohnloser, Stefan H. e Thomas Klingenheben. 1998. "Basic Autonomic Tests." Pp. 51–66 em Clinical guide to cardiac autonomic tests. Kluwer.

Huikuri, Heikki V. e Phyllis K. Stein. 2013. "Heart Rate Variability in Risk Stratification of Cardiac Patients." Progress in Cardiovascular Diseases 56(2):153–59.

Jänig, W. 1990. "Functions of the Sympathetic Innervation of the Skin." Pp. 334–48 in Central regulation of autonomic function, editado por A. D. Loewy e K. M. Spyer. Oxford University Press.

Jo, J. A. et al. 2005. "Determinants of Heart Rate Variability in Obstructive Sleep Apnea Syndrome during Wakefulness and Sleep." American Journal of Physiology. Heart and Circulatory Physiology 288(3):H1103-12.

Jo, Javier A. et al. 2003. "Model-Based Assessment of Autonomic Control in Obstructive Sleep Apnea Syndrome during Sleep." American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine 167(2):128–36.

Kamath, Markad V., Mari A. Watanabe e Adrian R. M. Upton. 2013. "Heart Rate Variability: A Historical Perspective." Pp. 1–6 em Heart rate variability (HRV) signal analysis, editado por M. V. Kamath, M. A. Watanabe e A. R. M. Upton. CRS Press.

Kandel, Eric R., James H. Schwartz e Thomas M. Jessell. 2000. Principles of Neural Science. 4a ed. McGraw--Hill.

Kataoka, Masaaki, Chikako Ito, Hideo Sasaki, Kiminori Yamane e Nobuoki Kohno. 2004. "Low Heart Rate Variability Is a Risk Factor for Sudden Cardiac Death in Type 2 Diabetes." Diabetes Research and Clinical Practice 64(1):51–58.

Khandoker, Ahsan H., Herbert F. Jelinek, e Marimuthu Palaniswami. 2009. "Identifying Diabetic Patients with Cardiac Autonomic Neuropathy by Heart Rate Complexity Analysis." BioMedical Engineering OnLine 8(3):1–12.

Khoo, Michael C. K. 2008. "Modeling of Autonomic Control in Sleep-Disordered Breathing." Cardiovascular Engineering 8(1):30–41.

Khoo, Michael C. K. 2018. Physiological Control Systems: Analysis, Simulation, and Estimation. 2a ed. Wiley-IEEE.

Khoo, Michael C. K. e Anna Blasi. 2013. "Sleep-Related Changes in Autonomic Control in Obstructive Sleep Apnea: A Model-Based Perspective." Respiratory Physiology & Neurobiology 188(3):267–76.

Khoo, Michael C. K., T. S. Kim e Richard B. Berry. 1999. "Spectral Indices of Cardiac Autonomic Function in Obstructive Sleep Apnea." Sleep 22(4):443–51.

Kitano, Hiroaki. 2002. "Systems Biology : A Brief Overview." Science 295(Março):1662–65.

Kleiger, Robert E., J. Philip Miller, J. Thomas Bigger e Arthur J. Moss. 1987. "Decreased Heart Rate Variability and Its Association with Increased Mortality after Acute Myocardial Infarction." Am J Cardiol 59(4):258–82.

Koeppen, Bruce M. e Bruce A. Stanton. 2010. Berne & Levy Physiology. 6a ed. Mosby.

Kuusela, Tom. 2013. "Methodological Aspects of Heart Rate Variability Analysis." Pp. 9–42 em Heart rate variability (HRV) signal analysis. Boca Raton: CRC Press.

Levy, Matthew N. e Peter J. Schwartz, eds. 1994. Vagal Control of the Heart: Experimental Basis and Clinical Implications. 1a ed. Futura Pub Co.

Li, C. L., R. Liu, J. R. Wang e J. Yang. 2017. "Relationship between Blood Pressure Variability and Target Organ Damage in Elderly Patients." European Review for Medical and Pharmacological Sciences 21(23):5451–55.

Ljung, Lennart. 1999. System Identification: Theory for the User. 2a ed. Upper Saddle River, NJ, USA: Prentice-Hall, Inc.

Lombardi, Federico et al. 1987. "Heart Rate Variability as an Index of Sympathovagal Interaction after Acute Myocardial Infarction." The American Journal of Cardiology 60(16):1239–45.

Lown, Bernard e Richard L. Verrier. 1976. "The New England Journal of Medicine." The New England Journal of Medicine 294(21):1165–70.

Malliani, A., M. Pagani, F. Lombardi e S. Cerutti. 1991. "Cardiovascular Neural Regulation Explored in the Frequency Domain." Circulation 84(2):482–92.

Marmarelis, Vasilis Z. 1993. "Identification of Nonlinear Biological Systems Using Laguerre Expansions of Kernels." Annals of Biomedical Engineering 21(6):573–89.

Martin, B. C. et al. 1992. "Role of Glucose and Insulin Resistance in Development in of Type 2 Diabetes Mellitus : Results of a 25-Year Follow-up Study." The Lancet 340(8825):925–29.

Masnadi-Shirazi, Mohammad A. e N. Ahmed. 1991. "Optimum Laguerre Networks for a Class of Discrete-Time Systems." IEEE Transactions on Signal Processing 39(9):2104–8.

Mathias, C. J. 2009. "Autonomic Nervous System: Clinical Testing." Pp. 911–28 em Encyclopedia of Neuroscience, editado por L. R. Squire. Academic Press.

Mukkamala, Ramakrishna, Joanne M. Mathias, Thomas J. Mullen, Richard J. Cohen e Roy Freeman. 1999. "System Identification of Closed-Loop Cardiovascular Control Mechanisms: Diabetic Autonomic Neuropathy." Am J Physiol Regulatory Integrative Comp Physiol 276(3):R905-912.

Mullen, Thomas J., Marvin L. Appel, Ramakrishna Mukkamala, Joanne M. Mathias e Richard J. Cohen. 1997. "System Identification of Closed-Loop Cardiovascular Control: Effects of Posture and Autonomic Blockade." The American Journal of Physiology 272(1 Pt 2):H448-61.

Nelles, O. 2001. Nonlinear System Identification: From Classical Approaches to Neural Networks and Fuzzy Models. Springer-Verlag.

Oliveira, Gustavo H. C., Alex da Rosa, Ricardo J. G. B. Campello, Jeremias B. Machado e Wagner C. Amaral. 2011. "An Introduction to Models Based on Laguerre, Kautz and Other Related Orthonormal Functions – Part I: Linear and Uncertain Models." International Journal of Modelling, Identification and Control 14(1/2):121–32.

Olufsen, Mette S. et al. 2005. "Blood Pressure and Blood Flow Variation during Postural Change from Sitting to Standing: Model Development and Validation." J Appl Physiol 99(4):1523–37.

Organização Mundial da Saúde. 2017. "Doenças Cardiovasculares." 1–7. Acessado em 21 de dezembro, 2018 (https://www.paho.org/bra/index.php?option=com_content&view=article&id=5253:doencas--cardiovasculares&Itemid=839).

Parati, G., J. P. Saul, M. Di Rienzo e G. Mancia. 1995. "Spectral Analysis of Blood Pressure and Heart Rate Variability in Evaluating Cardiovascular Regulation : A Critical Appraisal." Hypertension 25(6):1276–86.

Patwardhan, A. 2006. "Respiratory Sinus Arrhythmia." Pp. 3053–60 em Wiley Encyclopedia of Biomedicla Engineering. John Wiley & Sons.

Peltola, Mirja A. 2012. "Role of Editing of R–R Intervals in the Analysis of Heart Rate Variability." Frontiers in Physiology 3(Maio):1–10.

Pinna, Gian Domenico. 2007. "Assessing Baroreflex Sensitivity by the Transfer Function Method: What Are We Really Measuring?" J Appl Physiol 102(4):1310–11.

Pitzalis, Maria Vittoria et al. 1998. "Effect of Respiratory Rate on the Relationships between RR Interval and Systolic Blood Pressure Fluctuations: A Frequency--Dependent Phenomenon." Cardiovascular Research 38(2):332–39.

Pomeranz, Bruce, R. J. Macaulay, et al. 1985. "Assessment of Autonomic Function in Humans by Heart Rate Spectral Analysis." The American Journal of Physiology 248(1 Pt 2):H151–H153.

Pomeranz, Bruce, Robert J. B. Macaulay, et al. 1985. "Assessment of Autonomic Function in Humans by Heart Rate Spectral Analysis." American Journal of Physiology 248:H151–53.

Porta, Alberto, Aletti, Frederico, et al. 2009. "Multimodal signal processing for the analysis of cardiovascular variability." Philosophical Transactions of The Royal Society A 367(1887): 391–409.

Purves, Dale et al. 2004. "The Visceral Motor System." Pp. 491–93 em Neuroscience. Sinauer Associates.

Quintana, D. S., G. A. Alvares e J. A. J. Heathers. 2016. "Guidelines for Reporting Articles on Psychiatry and Heart Rate Variability (GRAPH): Recommendations to Advance Research Communication." Translational Psychiatry 6(5):e803.

Quintana, Daniel S. e James A. J. Heathers. 2014. "Considerations in the Assessment of Heart Rate Variability in Biobehavioral Research." Frontiers in Psychology 5(JUL):1–10.

Robbe, H. W., H. R. Mulder, W. A. Langewitz, J. B. Veldman e G. Mulder. 1987. "Assessment of Baroreceptor Reflex Sensitivity by Means of Spectral Analysis." Hypertension 10(5):538–43.

La Rovere, M. T., J. T. Bigger, F. I. Marcus, A. Mortara e P. J. Schwartz. 1998. "Baroreflex Sensitivity and Heart-Rate Variability in Prediction of Total Cardiac Mortality after Myocardial Infarction. ATRAMI (Autonomic Tone and Reflexes After Myocardial Infarction) Investigators." Lancet (London, England) 351(9101):478–84.

La Rovere, Maria Teresa, Andrea Mortara, Gian Domenico Pinna e Luciano Bernardi. 1995. "Baroreflex Sensitivity and Heart Rate Variability in the Assessment of the Autonomic Status." Pp. 189–205 em Heart rate variability. Armonk: Futura Publishing Company.

Salim, Thais Rocha, Gabriel Porto Soares, Carlos Henrique Klein e Glaucia Maria Moraes de Oliveira. 2016. "Mortalidade Por Doenças e Malformações Do Aparelho Circulatório Em Crianças No Estado Do Rio de Janeiro." Arquivos Brasileiros de Cardiologia 106(6):464–73.

Saul, J. P., R. D. Berger, M. H. Chen e R. J. Cohen. 1989. "Transfer Function Analysis of Autonomic Regulation. II. Respiratory Sinus Arrhythmia." American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology 256(1):H153–61.

Saul, J. Philip et al. 1988. "Assessment of Autonomic Regulation in Chronic Congestive Heart Failure by Heart Rate Spectral Analysis." The American Journal of Cardiology 61(15):1292–99.

Sedehi, Javid Farhadi, Nader Jafarnia Dabanloo, Gholamreza Attarodi e Mehdi Eslami Zadeh. 2017. "The Prediction of Ventricular Fibrillation Based upon HRV Signal Using Combination of Genetic Algorithm and Neural Networks." em Computing in Cardiology.

Semmlow, John L. 2014. Biosignal and Medical Image Processing. 3a ed. Boca Raton: CRC Press.

Shaffer, Fred e J. P. Ginsberg. 2017. "An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms." Frontiers in Public Health 5(September):1–17.

Sontag, Eduardo D. 2005. "Molecular Systems Biology and Control : A Qualitative-Quantitative Approach." Proceedings of the 44th IEEE Conference on Decision and Control 2314–19.

Sörnmo, Leif e Pablo Laguna. 2005. Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications. San Diego: Elsevier Academic Press.

Su, Ding Feng e Chao Y. Miao. 2005. "Reduction of Blood Pressure Variability: A New Strategy for the Treatment of Hypertension." Trends in Pharmacological Sciences 26(8):388–90.

Tarkiainen, Tuula H. et al. 2007. "Comparison of Methods for Editing of Ectopic Beats in Measurements of Short-Term Non-Linear Heart Rate Dynamics." Clinical Physiology and Functional Imaging 27(2):126–33.

Malik, M., Bigger, J. T., Camm, A. J., Kleiger, R. E., Malliani, A., Moss, A. J. e Schwartz, P. J. 1996. "Heart Rate Variability: Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical Use." European Heart Journal 17(3):354–81.

Wallin, B. Gunnar e Jan Fagius. 1988. "Peripheral Sympathetic Neural Activity in Conscious Humans." Ann Rev Physiol 50(Março):565–76.

Westwick, David T. e Robert E. Kearney. 2003. Identification of Nonlinear Physiological Systems. Piscataway, NJ, USA: IEEE Press.

Wolf, M. M., G. A. Varigos, D. Hunt e J. G. Slopman. 1978. "Sinus Arrhythmia in Acute Myocardial Infarction." The Medical Journal of Australia 2(2):52–53.

Xiao, Xinshu, Thomas J. Mullen e Ramakrishna Mukkamala. 2005. "System Identification: A Multi--Signal Approach for Probing Neural Cardiovascular Regulation." Physiological Measurement 26(3).

8. ELASTOGRAFIA ULTRASSÔNICA: CONCEITO, PRINCÍPIOS DE FUNCIONAMENTO, APLICAÇÕES CLÍNICAS E IMPACTO NA SOCIEDADE

José Francisco Silva Costa Júnior[1], D.Sc., Kelly Mônica Marinho e Lima[2], D.Sc., e Wagner Coelho de Albuquerque Pereira[3], D.Sc.

1. Militar do Magistério Superior em Física, Academia da Força Aérea, Pirassununga, São Paulo.
2. Professora Adjunta A1, Universidade Federal de Santa Catarina, Araranguá, Santa Catarina.
3. Professor Associado, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Rio de Janeiro.

Abstract

Elastography is an imaging technique developed to display acoustic or mechanical properties of soft tissue in real time, providing diagnostic information on pathological conditions such as cancer, fibrosis and musculoskeletal injuries. The elastographic methods available in commercial ultrasound are: quasi-static elastography (QSE), transient elastography (TE), supersonic shearwave imaging (SSI) and Acoustic Radiation Force Impulse Imaging (ARFI). The variables estimated by these techniques are: shear and Young modulus (kPa) and shear wave propagation velocity (m/s). However, the papers use as terminology stiffness, elasticity and hardness. The QSE produces images of the lesion contours with better definition, has low cost of acquisition and absence of risks of thermal and/or mechanical lesions. On the other hand, it is provided only qualitative or semi-quantitative information. TE is capable of generating high amplitude shear waves but attenuates when propagates in thick layers of adipose tissue. ARFI generates B-mode images with high resolution, but the shear waves amplitude is small. SSI generates images with high resolution, it allows a quantitative and deep tissue evaluation, but it has a high purchase cost. A data collection conducted between 2003 and 2018 revealed that researchers have been increasingly interested in investigating the clinical applications of elastography, especially the TE technique, pioneer in liver exams. SSI is the newest technique and has also shown promise in the evaluation of glands, viscera and muscles. The impact of the use of ultrasonic elastographic in society is significant due to the possibility of reducing unnecessary biopsies and monitoring the evolution of diseases. However, more randomized and controlled trials are needed to increase its reliability and reproducibility to improve existing equipment and create safe clinical diagnostic protocols. Key words: ultrasound, elastography, stiffness, elasticity imaging techniques, tumor, fibrosis.

Resumo

A elastografia é uma modalidade de imagem desenvolvida para exibir propriedades acústicas ou mecânicas do tecido mole em tempo real, fornecendo informações diagnósticas sobre condições patológicas, como câncer, fibroses e lesões músculo-esqueléticas. As técnicas elastográficas disponíveis em equipamentos de ultrassom comerciais são: elastografia quase-estática (EQE), elastografia transitória (ET), supersonic shearwave imaging (SSI) e Acoustic Radiation Force Impulse Imaging (ARFI). As variáveis estimadas por essas técnicas são: módulos de cisalhamento e Young (kPa) e velocidade de propagação da onda de cisalhamento (m/s). No entanto, os estudos utilizam como terminologia a rigidez (stiffness), elasticidade e dureza (hardness). A EQE gera imagens com melhor definição dos contornos das lesões, apresenta custo baixo de aquisição e ausência de riscos de lesões térmicas e/ou mecânicas. Por outro lado, são fornecidas apenas informações qualitativas ou semi-quantitativas. A ET é capaz de gerar ondas de cisalhamento com grandes amplitudes que se atenuam a espessas camadas de tecido adiposo. Os equipamentos de ARFI geram imagens no modo-B com alta resolução, porém a amplitude das ondas de cisalhamento é pequena. Já a SSI, gera imagens com alta resolução, possibilita uma avaliação quantitativa e de tecidos profundos, mas apresenta custo de compra elevado. Um levantamento realizado em uma base de dados entre 2003 até 2018 revelou que os pesquisadores têm se interessado cada vez mais em investigar as aplicações clínicas da elastografia, destacando-se a técnica ET, pioneira em exames hepáticos. A SSI é a técnica mais recente e também tem se mostrado promissora na avaliação de glândulas, vísceras e músculos. O impacto da utilização dos equipamentos elastográficos ultrassônicos na sociedade é expressivo devido à possibilidade de redução de biopsias desnecessárias e ao acompanhamento da evolução de doenças. No entanto, mais estudos randomizados e controlados são necessários para aumentar a confiabilidade e reprodutibilidade das técnicas elastográficas, a fim de aprimorar os equipamentos existentes e criar protocolos seguros de diagnóstico clínico. Palavras-chaves: ultrassom, elastografia, rigidez, técnicas de imagens elastográficas, tumor, fibrose.

8.1. Introdução

Desde os tempos do médico grego Hipócrates (460-370 a.C.), a palpação era empregada como um método para examinar a rigidez do tecido mole de pacientes. Os médicos acreditavam que a alteração da rigidez de uma determinada região indicava que havia uma lesão no órgão avaliado. Em um estudo publicado em 2011, Sarvazyan et al (2011) relataram que existe uma dependência significativa entre a rigidez e as alterações estruturais do tecido mole, e que isso é importante para o diagnóstico, por meio da palpação, de várias doenças. A equipe liderada pela Professora Nightingale do Departamento de Engenharia Biomédica da Universidade de Duke corroborou a afirmação de Sarvazyan et al (2011), pois observou que ocorre um aumento da rigidez no fígado com cirrose, e que isso está relacionado à mudança estrutural do tecido, a qual é decorrente da alteração do tecido hepático saudável para fibrótico [Rouze et al 2012]. Ophir et al (1991) observaram uma grande diferença na rigidez quando compararam um tecido mamário sadio, com uma região comprometida com câncer de mama do tipo Scirrhous. Diante disso, nota-se que a palpação manual é uma boa técnica para detectar lesões e ela consiste em sentir com a mão, variações da rigidez do tecido. Ao realizar a palpação em um determinado órgão, como por exemplo, uma mama, o avaliador sente que as lesões malignas tendem a ser mais rígidas do que as lesões benignas e o tecido saudável. No entanto, essa diferença é subjetiva, pois depende da experiência do médico e, muitas vezes, a lesão está localizada em uma região difícil de avaliar [Tanter et al 2008]. Dessa forma, observa-se a importância do desenvolvimento de um método capaz de quantificar a rigidez do tecido mole, com potencial para diferenciar com bastante exatidão uma lesão benigna de uma lesão maligna e de regiões saudáveis.

Na década de 1980, alguns pesquisadores [Krouskop et al 1987, Malinauskas et al 1989] empregaram sistemas ultrassônicos para estudar as alterações nas propriedades mecânicas do tecido biológico. Essas ferramentas se mostraram promissoras, então passaram a ser objeto de investigação da comunidade científica. Dessa forma, Ophir et al (1991) desenvolveram um método não invasivo para estimar e gerar imagens ultrassônicas das propriedades mecânicas, tal como o strain, ou seja, deformação relativa, do tecido mole. Esse método ficou conhecido como elastografia quase-estática e consistia em aplicar, lentamente, uma força externa sobre o meio para produzir uma distribuição de stress quase-estática. Consequentemente, surgia uma distribuição de strain no meio examinado, o qual podia ser estimado ou exibido em quadros de imagens de ultrassom consecutivos. Alguns anos depois, foi desenvolvida a elastografia dinâmica, que possibilitou o estudo de propriedades dinâmicas, como por exemplo, a viscosidade do meio [Chen et al 2004, Gennisson et al 2006]. Desde que a elastografia foi desenvolvida, há dois métodos elastográficos dinâmicos que são muito utilizados e baseados na propagação da onda de cisalhamento. Em um deles, utiliza-se a força de radiação acústica gerada por um transdutor ultrassônico focalizado [Chen et al 2004, Costa-Júnior et al 2017a] e, no outro, emprega-se uma fonte externa de força, como um atuador eletromecânico [Gennisson et al 2006, Sandrin et al 2003], para induzir a propagação de onda de cisalhamento no meio. A partir do monitoramento da propagação da onda de cisalhamento é possível avaliar qualitativa e quantitativamente as propriedades mecânicas (p.ex., os módulos de Young e de cisalhamento) do tecido biológico.

Como a elastografia revelou-se um método de grande potencial para detectar anomalias no tecido biológico, ao longo de aproximadamente 20 anos, vários grupos de pesquisadores desenvolveram técnicas elastográficas, tais como, sonoelastografia (SE) [Krouskop et al 1987, Lerner et al 1990], elastografia quase-estática (EQE) [Ophir et al 1991], elastografia transitória (ET) [Sandrin et al 2003], *supersonic shearwave imaging (SSI)* [Bercoff et al 2004], *acoustic radiation force impulse ou Acoustic Radiation Force Impulse Imaging (ARFI) [Nightingale et al 2001]*, *shearwave dispersion ultrasound vibrometry (SDUV)* [Chen et al 2004] e elastografia por ressonância

magnética (ERM) [Muthupillai et al 1995]. Essas técnicas foram exploradas cientificamente com o intuito de detectar câncer de mama [Bercoff et al 2003, Garra et al 1997], câncer de próstata [Cochlin et al 2002], avaliar a coagulação sanguínea [Gennisson et al 2006], a fibrose hepática [Castera et al 2008], nódulos na tireóide [Friedrich-Rust et al 2010], tumores nos rins [Tan et al 2013], lesões no tendão calcâneo (popularmente conhecido como tendão de Aquiles) [Lima et al 2018] e as doenças pancreáticas [Park et al 2014]. Apesar de terem sido realizadas várias pesquisas *in vitro* e *ex vivo* com as técnicas elastográficas supracitadas, apenas as técnicas EQE, ET, SSI, ARFI e ERM são usadas em equipamentos comerciais e têm aplicações clínicas.

Em termos de aplicações clínicas, a elastografia é uma modalidade de imagem desenvolvida para exibir a propriedade acústica (velocidade de fase) ou mecânica (deformação relativa ou módulo de Young) do tecido mole em tempo real, fornecendo dessa forma, informações diagnósticas sobre a condição patológica produzida por uma determinada doença. As imagens elastográficas podem ser obtidas por ultrassonografia [Sandrin et al 2003] ou ressonância magnética [Mariappan et al 2010], porém os equipamentos de elastografia ultrassônica são no mínimo 10 vezes mais baratos que os equipamentos de elastografia por ressonância magnética. Além disso, exames envolvendo a ERM exigem que o tecido avaliado esteja em repouso, já alguns equipamentos de elastografia por ultrassom permitem avaliações do tecido em repouso e em movimento (contração muscular). Não obstante, a ERM apresenta como vantagens maior acurácia nos resultados, maior frequência de amostragem, melhor penetração e pode ser aplicado em pessoas obesas. A diferença entre a elastografia ultrassônica e um equipamento de ultrassom convencional, é que a elastografia fornece informações sobre a rigidez dos tecidos, enquanto o segundo fornece apenas informações estruturais baseadas em diferenças na impedância acústica entre os tecidos. Apesar disso, quando usadas em conjunto, as técnicas fornecem aos clínicos e pesquisadores informações complementares, que podem ser usadas para melhor caracterizar o meio em estudo.

Neste capítulo apresenta-se o princípio de funcionamento das técnicas elastográficas ultrassônicas que são empregadas nos equipamentos de ultrassom comerciais, são abordadas as aplicações clínicas de todas as técnicas e, por fim, será mostrada a importância do desenvolvimento destas tecnologias para a saúde dos brasileiros.

8.2. Terminologia

Com intuito de facilitar o entendimento dos parâmetros físicos mencionados neste capítulo, essa subseção apresenta a terminologia empregada para descrever as propriedades acústicas e mecânicas do tecido biológico. A Figura 8.1 é uma ilustração amplamente utilizada na literatura. É uma representação esquemática que mostra o efeito da aplicação de *stress*, σ, (σ = F/A, ou seja, força dividida por área) na superfície superior de um bloco e o strain resultante, ε, (também conhecido como deformação relativa, é a razão entre a variação do comprimento e o comprimento inicial, isto é, $\varepsilon = [L-L_0]/L_0$). Quando uma força é aplicada perpendicularmente à superfície superior de um bloco (*stress* longitudinal) ocorre uma deformação longitudinal no material (*strain* longitudinal) e, consequentemente, há uma variação no volume do bloco (ver Figuras 8.1a e 8.1b). O módulo de Young, E, é a razão entre o stress longitudinal, σ_N, e o strain longitudinal, ε_N, ou seja, $E = \sigma_N / \varepsilon_N$. Este parâmetro representa a tendência do meio em se deformar axialmente quando forças paralelas e opostas são aplicadas sobre o eixo central. Por outro lado, as Figura 8.1c e 8.1d ilustram que não há alteração no volume do bloco quando um stress de cisalhamento, σs, é aplicado paralelamente à superfície superior de um bloco. Esse stress gera um deslocamento relativo dependente do ângulo Θ (*strain* de cisalhamento, ε_s). A razão entre o stress e o strain de cisalhamento é definida como módulo de cisalhamento ($\mu = \sigma_s / \varepsilon_s$), e representa a tendência do meio em mudar de forma para manter o volume constante. As Figuras 8.1a e 8.1c representam a aplicação do stress, já as Figuras 8.1b e 8.1d ilustram o deslocamento relativo resultante.

Figura 8.1. Ilustração esquemática do stress aplicado à superfície de um bloco e à deformação resultante. a) Uma força atua perpendicularmente na superfície superior sobre uma área A, gerando um stress longitudinal (σ_N). b) σ_N produz uma deformação longitudinal do material (ε_N). c) Uma força é aplicada paralelamente à superfície superior de um bloco com uma área A, o que resulta no stress de cisalhamento (σ_s). d) σs produz uma deformação de cisalhamento (ε_s), que é dependente do ângulo θ.

Fonte: Própria

As principais definições relacionadas às técnicas elastográficas são [Cobbold 2007, Lima et al 2018]:

1. **Onda longitudinal:** onda na qual a direção do movimento das partículas é a mesma que a direção da propagação da onda. A propagação dessa onda promove uma mudança na densidade local do tecido (sua velocidade média no tecido é de 1540 m/s);
2. **Onda de cisalhamento:** onda na qual a direção do movimento das partículas é perpendicular à direção da propagação da onda. Ao contrário das ondas longitudinais, a propagação da onda de cisalhamento não altera a densidade local do meio (sua velocidade no tecido é de 1 a 15 m/s);
3. **Viscosidade de cisalhamento, η:** é uma propriedade relacionada à resistência a um fluxo devido à aplicação de um stress de cisalhamento entre camadas do fluxo; Para fluidos, o stress depende da variação da deformação relativa e não apenas da deformação relativa, ou seja, $\sigma = \eta(d\varepsilon/dt)$. Neste caso, observamos que o stress e a taxa de deformação em um fluido são linearmente proporcionais, então o fluido é chamado de linearmente viscoso ou um fluido Newtoniano. Quanto maior a viscosidade de cisalhamento, mais "espesso" é o fluido e mais difícil deformá-lo;
4. **Força de radiação acústica:** força gerada pela aplicação de ondas ultrassônicas longitudinais em um pequeno volume do tecido. Essas ondas são produzidas por um transdutor ultrassônico focalizado e a direção da força de radiação acústica é a mesma direção da propagação das ondas longitudinais. Quando essa força é periódica, ela é responsável por induzir a propagação da onda de cisalhamento e quando ela é impulsiva, gera a propagação de um pulso de cisalhamento;
5. **Velocidade da onda de cisalhamento (cs):** distância que uma onda de cisalhamento percorre em 1 segundo. No tecido mole, este parâmetro varia entre 1 e 10 m/s.
6. **ROI:** é a abreviação de região de interesse (region of Interest) e representa uma pequena região da imagem, podendo ter diferentes formatos (circular, quadrado, retangular). Geralmente algum parâmetro físico é medido nesta região.

7. **Modo push ou pushing:** modo no qual um sistema elastográfico ultrassônico aplica força de radiação acústica transiente ou impulsiva no interior de um meio com intuito de induzir a propagação de onda de cisalhamento na região focal do transdutor ultrassônico utilizado.

De acordo com Lima et al (2018), é importante mencionar que muitos estudos encontrados na literatura empregam os termos rigidez (*stiffness*), elasticidade e/ou dureza (*hardness*) para representar o módulo de Young do tecido biológico.

8.3. Princípio de Funcionamento

A Tabela 8.1 exibe os equipamentos ultrassônicos comerciais que possuem um modo elastográfico e o parâmetro acústico ou mecânico medido. Essa seção apresenta o princípio de funcionamento dos modos elastográficos exibidos nessa Tabela.

Tabela 8.1. Diferentes métodos elastográficos presentes em equipamentos ultrassônicos comerciais, e o parâmetro acústico ou mecânico medido.

Métodos elastográficos	Fabricante	Equipamento Comercial	Parâmetro Medido
EQE	GE Healthcare	Logiq E9	Mapa de strain e/ou razão entre o strain de duas ROIs
	Siemens Healthcare	eSie Touch™	
	Ultrasonix	Sonix MDP, Sonix Touch®	
	Hitachi	Hi Vision Ascendus , EUB–7500HV, Hi–Vision 900	
ARFI	Siemens Healthcare	Acuson Antares TM, Acuson S1000 TM, Acuson S2000 TM , Acuson S3000 TM, Virtual Touch TM IQ	c_s (m/s) ou E (kPa)
	Hitachi	Hi Vision Ascendus, Arietta V70	
	Philips	iU22 ELASTPQ®, EPIQ 5, Affiniti 70	
	Samsung	RS80A Ugeo	
	Esaote	MyLab TM Twice	
ET	Echosens	Fibroscan® Range, Fibroscan® 630 Expert, Fibroscan® 502 Touch, Fibroscan® 530 Compact, Fibroscan® 430 Mini	E (kPa)
SSI	Supersonic Imagine	Aixplorer®, Aixplorer®, Ultimate Aixplorer®, Mach 30	cs (m/s) ou E (kPa)

Abreviações: EQE – Elastografia Quase–Estática, ARFI – Acoustic Radiation Imaging, ET – Elastografia Transitória e SSI – Supersonic Shear Imaging

8.3.1. Elastografia Quase-Estática

No final do século 20, um transdutor ultrassônico foi usado manualmente para comprimir lentamente o meio estudado e, portanto, gerar uma distribuição de deformação relativa (*strain*), a qual pode ser determinada usando um sistema de imagem ultrassônico [Ophir et al 1991]. Em um tecido com maior rigidez, tal como um tumor maligno, os sinais de ultrassom retroespalhados são menos comprimidos em comparação com os sinais do tecido circundante, ou seja, a deformação da lesão pré e pós-compressão é inferior à das regiões adjacentes.

A Figura 8.2 ilustra o princípio de funcionamento do equipamento baseado em elastografia quase-estática, a qual também é conhecida como *Strain Elastography, quasi–static strain imaging*, *Strain–rate imaging*, *FreeHand Elastography, Real-Time sonoelastography* e *Real–Time Elastography*. Inicialmente, o operador utiliza apenas o modo-B do equipamento para posicionar o transdutor ultrassônico sobre uma determinada região do tecido biológico e, em seguida, ativa o modo elastografia e aplica uma pequena compressão uniforme sobre o tecido. O equipamento registra os sinais ultrassônicos correspondentes às ondas retroespalhadas pelo meio, antes e depois da compressão ser aplicada sobre ele [Ophir et al 1991]. Por fim, a técnica de correlação cruzada é aplicada nesses dois sinais, com intuito de calcular o deslocamento relativo produzido pela deformação imposta pela compressão. Fazendo uma analogia da rigidez do tecido, com e sem lesão, com molas, o tecido lesionado apresentaria uma constante elástica superior à constante do tecido mole. Então, quando um sistema formado por duas molas de mesma constante e uma terceira com constante superior é submetido a uma compressão, a mola com maior constante elástica é menos deformada. Dessa forma, nota-se que quanto maior a rigidez do tecido, mais difícil é deformá-lo. A título de exemplo, quando uma força de 1 N é aplicada para comprimir uma mola com constante elástica de 100 N/m, ocorre uma deformação na mola de 10 mm ($x = F/k$). Se a mesma força é aplicada sobre uma mola com constante elástica de 1000 N/m, a deformação é de 1 mm. Os sinais ultrassônicos coletados apresentarão um comportamento semelhante ao do sistema de molas.

Figura 8.2. Ilustração do princípio de funcionamento do método Elastografia Quase–Estática mostrando o sinal ultrassônico antes (esquerda) e após (direita) a compressão do transdutor sobre o tecido. Note que o sinal na lesão apresenta uma pequena alteração após a compressão, o que indica menor deformação que no tecido mole sadio.

Fonte: própria

Muitos equipamentos baseados em EQE exibem uma imagem no modo-B, com uma ROI apresentando o deslocamento relativo do tecido biológico, pois isso permite ao usuário avaliar simultaneamente a rigidez do tecido, sua estrutura tecidual e a localização espacial da região de interesse. Nesse tipo de equipamento, o deslocamento relativo é exibido em uma imagem colorida e em tempo real. Em geral, os tecidos mais rígidos são exibidos em azul, enquanto os tecidos mais facilmente deformados são apresentados na cor vermelha (ver Figura 8.3). Em muitos equipamentos essa escala de cores pode ser modificada.

Figura 8.3. Imagem do tendão patelar de um indivíduo jovem e saudável, obtida com EQE. Note que o elastograma representa um mapeamento em cores sobreposto à imagem gerada no modo B (à direita). A escala de cores varia do azul (hard) ao vermelho (soft)

Fonte: Programa de Engenharia Biomédica – COPPE/UFRJ

Alguns equipamentos de EQE apresentados na Tabela 8.1 incluem o módulo Medidas da Taxa de Deformação Relativa (*Strain Ratio measurement*), o qual possibilita quantificar a razão entre o strain obtido em uma ROI posicionada em uma região com suspeita de lesão e o strain calculado em uma ROI posicionada no tecido de referência (tecido saudável próximo à lesão, tecido adiposo ou *gel pad*).

8.3.2. Elastografia Transitória

Em 2003, um grupo de pesquisadores [Sandrin et al 2003] apresentou um novo método não invasivo para estimar a viscosidade e os módulos de cisalhamento e de Young do tecido biológico, chamado elastografia transitória (ET). A Figura 8.4 exibe o princípio de funcionamento deste método, que consiste na aplicação de um transdutor ultrassônico, geralmente com frequência central de 3,5 MHz e diâmetro de 7 mm, acoplado a um atuador eletromecânico configurado para vibrar em baixa frequência (50 Hz). A vibração produzida pelo atuador na superfície do tecido biológico induz a propagação de ondas de cisalhamento, com a mesma frequência, no interior desse meio e essa propagação é monitorada por meio da utilização de um sistema ultrassônico operando no modo pulso-eco. Os sinais ultrassônicos coletados pelo transdutor carregam informações que estão relacionadas à rigidez do meio de propagação. Dessa forma, após o processamento dos sinais ultrassônicos, é gerado um mapa da propagação da onda de cisalhamento em função da profundidade (em geral de 25 a 65 mm) e do tempo de propagação da onda. A partir desse mapa, é calculada a velocidade de propagação da onda de cisalhamento, a qual é empregada para estimar o módulo de Young do meio, em kilopascal (kPa). Isso é possível porque a velocidade da onda de cisalhamento está diretamente relacionada à rigidez (módulo de Young) do tecido, como pode ser visualizado nas equações (8.1) e (8.2).

$$c_s = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}} \quad (8.1)$$

$$E \approx 3\mu \quad (8.2)$$

Isolando o módulo de cisalhamento na equação (8.1) e substituindo em (8.2), obtém-se a relação mencionada, entre a rigidez do meio e a velocidade de propagação da onda de cisalhamento.

$$E \approx 3\rho c_s^2 \quad (8.3)$$

Em geral, os equipamentos comerciais exibem: imagens no modo A e do sinal ultrassônico retroespalhado pelo tecido em função do tempo (ultrasound time-motion image), para auxiliar o operador a posicionar o transdutor ultrassônico no local correto; um mapa de propagação da onda de cisalhamento com uma reta indicando a frente de onda; a rigidez (mediana obtida a partir de 10 medições do módulo de Young); e o CAPTM (mediana obtida a partir de 10 medições). Este último parâmetro é um acrônimo de Controlled Attenuation Parameter e só é calculado quando as medições realizadas podem ser consideradas válidas e neste caso será expresso um valor em decibel por metro (dB/m).

Figura 8.4. Ilustração do princípio de funcionamento do método ET. Uma fonte de vibração externa excita o meio induzindo a propagação de ondas de cisalhamento, com a mesma frequência da vibração (50 Hz). Essa propagação é monitorada pelo sistema ultrassônico operando no modo pulso-eco

Fonte: Própria

Outros parâmetros fornecidos pelos equipamentos baseados em elastografia transitória são: o intervalo interquartil (IQR), o qual representa a variabilidade das medições realizadas pelo equipamento; e a taxa de sucesso (SR em inglês) que representa a razão entre o número de disparos válidos e o número total de disparos, ou seja, reflete a dificuldade para a realização do exame.

O fabricante do Fibroscan® relatou que após a realização de 10 ou mais aquisições de sinais, se nenhuma medição

da rigidez foi obtida, implica que toda a medição falhou. Além disso, recomenda que as medições bem-sucedidas sejam validadas usando os três critérios apresentados a seguir: número de medições de E superior a 10; taxa de sucesso de pelo menos 60%; e a razão entre o intervalo interquartil e a mediana da rigidez seja inferior a 30% (IQR /M ≤ 30%). A Figura 8.5 ilustra a imagem exibida no equipamento Fibroscan®. Nela é possível visualizar todos os parâmetros mencionados anteriormente: mediana do módulo de Young, CAP, taxa de sucesso, medições válidas, IQR e IQR/M.

Figura 8.5. Exemplo de imagem exibida pelo Fibroscan® de um tecido hepático humano. Note a imagem no modo A (à esquerda), o sinal ultrassônico retroespalhado pelo tecido em função do tempo (central) e um mapa da propagação da onda de cisalhamento com a reta indicativa da frente de onda (à direita). Abaixo das imagens, observamos o valor do CAPTM (216 dB/m) e a mediana do módulo de Young (6,5 kPa)

Fonte: cortesia do Sr. Marc Landau, gerente de treinamento e aplicações clínicas na Echosens

8.3.3. Acoustic Radiation Force Impulse Imaging (ARFI)

No início do século XXI, um grupo do Departamento de Engenharia Biomédica da Universidade de Duke [Nightingale et al 2001] aplicou uma técnica de imagens baseada na aplicação de força de radiação acústica impulsiva denominada *acoustic radiation force impulse imaging* (ARFI) para caracterizar as propriedades mecânicas do tecido biológico. Inicialmente, o sistema ultrassônico opera no modo-B ou pulso-eco e armazena uma imagem do meio. Em seguida, ele funciona no modo push, então um transdutor ultrassônico focalizado eletronicamente gera força de radiação acústica impulsiva (FRAI) com duração inferior a 1 ms (geralmente entre 0,05 a 1 ms) em um pequeno volume no interior do tecido, e, consequentemente, essa força induz o deslocamento (displacement) do tecido [Nightingale et al 2001]. Em seguida, o sistema ultrassônico passa a operar no modo pulso-eco ou no modo-B convencional, com o intuito de monitorar e gerar imagens do deslocamento do tecido. As imagens do deslocamento do tecido são obtidas a partir da aplicação da técnica de correlação cruzada entre uma imagem de referência e as imagens obtidas após a aplicação de FRAI. Em 2003, essa técnica foi modificada com o objetivo de torná-la capaz de estimar a velocidade da onda de cisalhamento, por meio do monitoramento do pulso de cisalhamento em diferentes posições laterais a partir do ponto de excitação do impulso [Nightingale et al 2003]. Agora, quando o modo push é ativado, ele aplica FRAI em várias profundidades sucessivamente, o que resulta na propagação de pulsos de cisalhamento em várias profundidades. Então, o sistema ultrassônico opera no modo pulso-eco ou modo-B para monitorar lateralmente a propagação dos pulsos em todas as pro-

fundidades. Alguns equipamentos comerciais possuem o módulo *Virtual Touch™ Tissue Quantification*, o qual possibilita medir a velocidade da onda de cisalhamento no interior de um ROI fixa (10 mm x 5 mm). O usuário desse tipo de equipamento deve selecionar a posição da ROI na qual ele deseja verificar o valor da velocidade da onda de cisalhamento (ver Figura 8.6). Esse método também é conhecido como *point shear-wave elastography* devido à pequena área que a velocidade é medida. A Equação (8.4) é empregada para medir a velocidade de propagação da onda de cisalhamento:

$$c_s = \left(\frac{TTP_{i+1} - TTP_i}{x_{i+1} - x_i}\right)^{-1} \quad (8.4)$$

onde TTP é a sigla para time-to-peak ou tempo do pico da curva de deslocamento do tecido e x representa a posição lateral do pico do deslocamento. A velocidade da onda de cisalhamento obtida dessa forma está relacionada com a rigidez do tecido por meio da equação (8.3). Quando se usa o TTP, assume-se que o pico de deslocamento (onda/pulso de cisalhamento) se propaga com a velocidade de grupo da onda de cisalhamento, o que ocorre em meios puramente elásticos e meios levemente dispersivos [Palmeri et al 2008].

Figura 8.6. Ilustração do princípio de funcionamento do método ARFI. Inicialmente, o transdutor gera uma força de radiação acústica impulsiva (FRAI), de duração menor que 1 ms, induzindo deslocamentos em várias profundidades do meio. Em seguida, o sistema opera no modo pulso-eco para monitorar e gerar imagens desses deslocamentos. A velocidade da onda de cisalhamento (cs = 6,38 m/s) é então obtida na ROI selecionada na imagem modo B (profundidade = 4,3 cm) e relaciona-se com a rigidez do tecido

Fonte: Própria

Quando o equipamento ultrassônico comercial ACUSON S3000TM opera no modo *push*, a força de radiação acústica impulsiva é aplicada sucessivamente em várias profundidades do tecido, portanto são induzidos deslocamentos do tecido em cada uma dessas profundidades. Em seguida, o equipamento opera no modo-B e, imediatamente após coletar os sinais ultrassônicos para formar uma imagem, uma nova sequência de força de radiação é aplicada sucessivamente em várias profundidades, a uma determinada distância lateral da posição anterior. Por fim, uma nova sequência de sinais ultrassônicos é coletada. Este procedimento se repete algumas vezes, de forma que seja possível gerar um mapa de cores na ROI selecionada pelo usuário (Figura 8.7A). Esse equipamento possui o módulo *Virtual Touch tissue Imaging and Quantification* (Virtual TouchTM IQ ou VTIQ), no qual a ROI apresenta um mapa de velocidade codificada em cores que permite a realização de uma avaliação subjetiva e imediata da rigidez do tecido (Figura 8.7B). VTIQ oferece alguns recursos para auxiliar o operador a interpretar a imagem elastográfica, tal como o mapa de qualidade, o qual indica a qualidade e a confiabilidade das medições

dos pulsos de cisalhamento por meio de uma imagem intuitiva tipo "semáforo", ou seja, uma imagem que pode ter regiões de cor vermelha, amarela e/ou verde. Essas cores representam medições de pulsos de cisalhamento de baixa, intermediária e alta qualidade. Áreas pretas indicam ausência do pulso de cisalhamento. A velocidade em qualquer ponto dentro da ROI retangular pode ser exibida simplesmente movendo o cursor dentro da ROI e é possível medir mais de um valor da velocidade dentro da ROI, adicionando-se cursores à imagem. Tanto a profundidade de cada cursor quanto a velocidade calculada são apresentadas na imagem elastográfica (seta vermelha na Figura 8.7B).

Figura 8.7. Imagens obtidas pelo equipamento elastográfico com o módulo VTIQ, baseado em ARFI. A) Imagem modo-B do ligamento carpal transverso humano e B) imagem após a ativação do VTIQ. Quinze ROIs foram posicionadas na imagem elastográfica gerando valores de velocidades da onda de cisalhamento em diferentes profundidades (seta vermelha). A escala de cores varia do azul ao vermelho, representando de menores a maiores valores de rigidez (0,5 a 10 m/s), respectivamente

Fonte: modificada de [Shen et al 2013], https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0068569. Used under CC BY 4.0, https://creativecommons.org/licenses/by/4.0

8.3.4. Supersonic Shear Imaging (SSI)

Há aproximadamente 14 anos, uma equipe do Laboratório de Ondas e Acústica da Universidade Paris VII liderada pelo Dr. Mathias Fink apresentou o método elastográfico dinâmico denominado *Supersonic Shear Imaging* (SSI), o qual era capaz de estimar, em tempo real, e exibir um mapa das propriedades viscoelásticas do tecido biológico [Bercoff et al 2004]. Alguns pesquisadores chamam esse método de 2D *Shear-wave elastography*. Este método é formado por dois modos de operação: *Pushing* e Imagem. Inicialmente, o equipamento opera no modo imagem, então o sistema ultrassônico excita um transdutor para capturar uma imagem ultrassônica do meio para ser usada como referência. Em seguida, o equipamento muda automaticamente para o modo *Pushing*, portanto o transdutor ultrassônico eletronicamente focalizado gera força de radiação acústica com duração de 100 μs (aproximadamente 400 oscilações quando o transdutor apresenta frequência central de 4,3 MHz) em profundidades distintas e sucessivas. Dessa forma, em cada uma dessas profundidades são geradas ondas de cisalhamento esféricas que interferem construtivamente e formam o cone de *Mach*, o qual representa a propagação de frentes de onda de cisalhamento quase-planas em direções opostas. Por fim, o equipamento volta a operar no modo Imagem para investigar a propagação das frentes de onda de cisalhamento, as quais são empregadas para estimar a velocidade dessa onda (ver Figura 8.8). Este modo permite que sejam capturadas imagens ultrassônicas com frequência de repetição de pulsos (FRP) que podem alcançar 6 kHz, ou seja, até 6000 imagens podem ser adquiridas em 1 segundo [Bercoff et al 2004, Lima et al 2018]. Atualmente, é possível usar FRP de até 30 kHz (30.000 imagens por segundo) para estudar estruturas finas, como a córnea e as artérias [Lima et al 2018]. Após completar um ciclo (Imagem-*Pushing*-Imagem), o equipamento emprega um algoritmo baseado na aplicação de correlação cruzada entre as imagens coletadas na terceira etapa do ciclo e a imagem de referência, para determinar o deslocamento das ondas de cisalhamento quase-planas, ou seja, é gerado um mapa das frentes de onda (cone de *Mach*) em função do tempo. A inclinação da frente de onda (razão entre profundidade e o tempo) exibida no mapa é usada na estimativa da velocidade de propagação dessa frente de onda, a qual torna possível estimar o módulo de cisalhamento do tecido biológico [Ganne-Carrie et al 2006, Lima et al 2018], por meio da equação (8.1). A utilização da Equação (8.2) permite calcular a rigidez do tecido mole investigado.

Figura 8.8. Ilustração do princípio de funcionamento do método SSI. Inicialmente, o transdutor opera no modo pushing, o qual gera força de radiação acústica com duração de 100 µs em profundidades distintas e sucessivas. Consequentemente, são geradas ondas de cisalhamento que formam o cone de Mach, o qual representa a propagação de frentes de onda quase-planas em direções opostas. Em seguida, o equipamento opera no modo Imagem para identificar o deslocamento das frentes de onda. Por fim, é realizado o processamento dos sinais com intuito de estimar os módulos de cisalhamento (µ) e Young (E).

Fonte: Própria

Quando o modo elastográfico é ativado nos equipamentos comerciais, são exibidas duas imagens no modo-B e a ROI retangular selecionada pelo usuário (tamanho e posição) é sobreposta a uma dessas imagens. A ROI apresenta um mapa codificado em cores relacionado à rigidez do tecido. Dessa forma, é possível verificar simultaneamente a estrutura tecidual e sua rigidez. Para quantificar a rigidez é necessário ativar e posicionar Q-box nas ROIs. Esses Q-box são circulares e o diâmetro pode ser ajustado. O equipamento fornece a média, o desvio padrão, os valores máximo e mínimo do módulo de Young estimado no interior do Q-box. Além disso, é possível visualizar o diâmetro do Q-Box e a profundidade em que ele foi posicionado na imagem. A Figura 8.9 ilustra uma imagem com a descrição feita anteriormente.

Figura 8.9. Ilustração de uma imagem de uma amostra de tecido muscular bovino obtida com um equipamento elastográfico baseado no método SSI. A escala de cores varia de 0 a 300 kPa (azul a vermelho, respectivamente). Note que dois Q boxTM de diâmetros iguais a 5 mm foram selecionados na imagem elastográfica em profundidades distintas (0,4 e 0,9 cm), gerando respectivos valores do módulo de Young (média, desvio padrão, máximo, mínimo)

Fonte: Programa de Engenharia Biomédica COPPE/UFRJ

8.4. Vantagens e Limitações

Uma equipe da Universidade de Medicina e Farmácia da cidade de Cluj Napoca, na Romênia [Lupsor et al 2009], realizou um estudo com 112 pacientes acometidos pela hepatite C crônica com o intuito de comparar o desempenho diagnóstico dos equipamentos FibroScan® (*Echosens*, Paris, França) e Acuson S2000™ (*Siemens Medical Solutions*, *Mountain View*, EUA). Todos os pacientes foram avaliados com os dois equipamentos pelo mesmo examinador um dia antes da biopsia. Os pacientes com ascite, gestantes, coinfectadas com HBV e/ou HIV, ou com outras doenças infecciosas ativas foram excluídos do estudo. Dos 112 pacientes examinados, a técnica ARFI (Acuson S2000™) não foi capaz de realizar medições válidas em 8,93 % dos pacientes [Lupsor et al 2009]. A técnica elastografia transitória (FibroScan®) exibiu melhor desempenho, pois não apresentou medidas confiáveis em 5,36 % dos pacientes. Tomando como base os resultados das biopsias, não houve uma situação na qual o exame de um determinado paciente tenha falhado com a ET e resultado em medições válidas com ARFI. Esta investigação mostrou que a acurácia no diagnóstico de fibrose grave e cirrose obtida com o ARFI é comparável com a ET, porém a ET apresenta melhor desempenho nos estágios inicias da fibrose [Lupsor et al 2009]. Estes pesquisadores concluíram que o ARFI não deve substituir a biopsia ou outro método invasivo usado para identificar o estágio da fibrose, mas pode ser empregado para determinar rapidamente as prioridades clínicas de um paciente com fibrose grave.

Outro estudo realizado por uma equipe da Faculdade de Medicina da Universidade Nacional de Seul comparou o desempenho dos equipamentos elastográficos FibroScan®, Acuson S2000™ e AiXplorer®, os quais são baseados em ET, ARFI e SSI, respectivamente, no diagnóstico do estágio da fibrose em 94 pacientes com a doença hepática gordurosa não alcoólica, DHGNA, a qual foi comprovada por biopsia [Lee et al 2017]. Três profissionais experientes conduziram a realização dos exames elastográficos, sendo que cada profissional foi responsável pela operação de apenas um dos três equipamentos elastográficos. O estudo foi cego, já que os examinadores desconheciam o resultado da biopsia, bem como os resultados obtidos pelos outros dois profissionais. Os resultados deste estudo mostraram que 78,7, 88,3 e 73,4 % dos exames realizados (total de 94) com os métodos ET, ARFI e SSI, respectivamente, eram confiáveis. No caso da ET, por exemplo, 21,3% dos exames não confiáveis correspondem à falha na medição da rigidez, à taxa de sucesso inferior a 60% e/ou o IQR /M < 30%. Em relação ao estágio da fibrose, foi histologicamente comprovado por meio do sistema de pontuação Metavir que 14, 34, 19, 13 e 14 pacientes estavam nos estágios F0 (sem fibrose), F1 (fibrose portal sem septos), F2 (fibrose portal com alguns septos), F3 (numerosos septos sem cirrose) e F4 (cirrose), respectivamente. Ao se analisar a confiabilidade dos resultados dos exames obtidos em função do estágio da fibrose, observou-se que o número de exames confiáveis obtidos com os métodos ET, ARFI e SSI foi de 75,0, 93,8 e 79,2%, respectivamente, no estágio F0-1. Nos estágios F2 e F3, os métodos ET e ARFI apresentaram um número de exames confiáveis superior a 84%. No estágio F4, ET apresentou maior número de medições da rigidez do fígado confiável (85,7%), ao passo que ARFI e SSI exibiram 57,1 e 71,4 %. Segundo esses pesquisadores, uma justificativa para essa redução na confiabilidade dos exames obtidos com ARFI no estágio F4 (cirrose) é a pequena ROI empregada no equipamento Acuson S2000™ para medir a velocidade da onda de cisalhamento, quando comparada aos equipamentos ET e SSI [Lee et al 2017]. Nesse estágio, há um padrão heterogêneo na distribuição de deposição de colágeno no fígado [Lee et al 2017].

Esse grupo também realizou uma análise, por meio de regressão logística, da confiabilidade dos exames realizados com ET, ARFI e SSI. Em relação à ET, concluíram que a confiabilidade deste método é afetada por diversos fatores clínicos e bioquímicos, tais como idade, hipertensão, colesterol LDL, marcadores bioquímicos relacionados à função hepática (Aspartato aminotransferase - AST, albumina e plaquetas) e marcadores prognósticos relacionados à Diabetes Mellitus (insulina e hemoglobina glicosilada) [Lee et al 2017]. A idade e a circunferência da cintura podem comprometer a confiabilidade do método ARFI. Por outro lado, a confiabilidade dos exames realizados com SSI pode ser afetada por parâmetros antropométricos, tais como IMC, massa

gorda corporal, tecido adiposo subcutâneo, tecido adiposo total e da razão entre os tecidos adiposos visceral e subcutâneo. Outra análise feita nesse estudo foi baseada na AUROC (area under the receiver operating characteristic curve), a qual mostrou que os métodos ET, ARFI e SSI apresentavam desempenho de bom para excelente no diagnóstico dos estágios de fibrose avançada e cirrose (F3-4), 0,965, 0,968 e 0,894, respectivamente. Os métodos ET e SSI apresentaram as melhores performances no diagnóstico de fibrose significativa (F2-4), 0,867 e 0,854, respectivamente. Por fim, no estágio F0-1 ET e SSI apresentaram um melhor desempenho (0,645 e 0,641, respectivamente) do que ARFI (0,545).

8.4.1. Elastografia Quase-estática

As imagens elastográficas obtidas com um equipamento baseado em EQS apresentam melhor definição dos contornos das lesões e o custo dos equipamentos é relativamente baixo [Gennisson et al 2013]. Além disso, não há o risco de gerar lesões térmicas e/ou mecânicas no paciente, pois não há aplicação de força de radiação acústica [Palmeri and Nightingale 2004]. Por outro lado, os equipamentos só fornecem informações qualitativas (mapa da deformação relativa) ou semiquantitativas (taxa de deformação) do deslocamento relativo, porque a pressão manual aplicada é desconhecida e depende do operador, o que pode limitar a confiabilidade dos resultados [Drakonaki et al 2009, Lima et al 2018]. Em geral, os equipamentos apresentam outras duas limitações, quais sejam, a formação de artefato de imagens proveniente da compressão do tecido [DeWall 2013] e a possibilidade de avaliar apenas tecidos superficiais [Gennisson et al 2013].

8.4.2. Elastografia Transitória

Uma das principais vantagens do método elastográfico baseado em ET é que ele é capaz de gerar ondas de cisalhamento com grandes amplitudes, o que possibilita estimar a rigidez do tecido com maior acurácia do que as técnicas baseadas em força de radiação acústica [Sarvazyan et al 2011]. Por outro lado, esta técnica apresenta sérias limitações quando é empregada para examinar pacientes com uma camada espessa de tecido adiposo [Castera et al 2010, Jeong et al 2014, Zaleska-Dorobisz et al 2014], com ascite ou "barriga d'água" [Doherty et al 2013, Jeong et al 2014, Zaleska-Dorobisz et al 2014] ou com fluido ao redor dos órgãos [Doherty et al 2013]. Nestas situações não é recomendada sua utilização. Além disso, o equipamento comercial não opera no modo-B, o que é essencial para visualização de órgãos/lesões que se pretende avaliar com o modo elastográfico [Jeong et al 2014]. No caso de pacientes com sobrepeso ou obesos, a camada de tecido adiposo atenua tanto as ondas de cisalhamento quanto as ondas longitudinais, o que impossibilita a medida da rigidez do fígado. No caso de ascite ou fluido ao redor dos órgãos o problema é que as ondas de cisalhamento não se propagam em um meio líquido.

Um estudo divulgado em 2010 [Castera et al 2010] tornou evidente que a experiência do operador do Fibroscan® também é uma limitação da aplicação deste equipamento, pois tem influência na taxa de falha do exame. Neste trabalho, os pesquisadores avaliaram 13369 exames de elastografia e notaram que a taxa de falha foi de 8,3 % quando o operador tinha realizado menos de 500 exames (menos experiente) e de 3,5% quando o número de exames realizados pelo operador foi superior a 500 exames (mais experiente). Além disso, o equipamento forneceu valores de rigidez não confiáveis em 30,5% dos casos, quando o exame foi executado por um operador inexperiente. Por outro lado, essa quantidade de exames

não confiáveis caiu para 15,6%, quando foi conduzida por um operador que já tinha realizado mais de 500 exames [Castera et al 2010].

Um estudo prospectivo realizado no período de 2002 a 2005 com 935 pacientes portadores de Hepatite C crônica foi publicado em 2007 [Kettaneh et al 2007] e relatou que a taxa de sucesso nas aquisições de sinais válidos diminuiu com a idade do paciente e foi menor em pacientes obesos. Uma pesquisa publicada em 2010 [Castera et al 2010] confirmou as conclusões desse estudo, pois os autores também verificaram que havia uma redução na taxa de sucesso nas aquisições de sinais válidas devido aos mesmos fatores.

Para resolver a limitação do equipamento nos exames de pessoas com sobrepeso ou obesas, a Echosens desenvolveu uma sonda (XL) com frequência central mais baixa (2,5 MHz) e maiores diâmetros do transdutor (10 mm), profundidade focal e amplitude de vibração, o que possibilita que as ondas de cisalhamento alcancem uma maior profundidade, permitindo avaliar a propagação dessas ondas na faixa de profundidade de 35 a 75 mm.

8.4.3. ARFI

Os equipamentos baseados em ARFI apresentam uma imagem no modo-B, o que auxilia o operador no momento de selecionar a posição da ROI para avaliar quantitativamente a rigidez, pois é possível visualizar a morfologia do tecido. A imagem modo-B pode ser útil para auxiliar o operador a posicionar o probe sobre a região de interesse, evitando a varredura sob vasos ou outras estruturas que podem comprometer os resultados do exame. Esses equipamentos apresentam imagens com alta resolução, porém a amplitude das ondas de cisalhamento é pequena, o que reduz a acurácia nas medições. A região de interesse de alguns equipamentos é pequena e fixa (10 mm x 5 mm), o que é uma desvantagem, quando comparadas com a ROI e o Q-Box de uma imagem elastográfica obtida com o equipamento baseado em SSI [Jeong et al 2014]. Esse foi um dos motivos pelos quais a Siemens continuou investindo em pesquisa e desenvolvimento de novas tecnologias e, atualmente, comercializam o Acuson S3000™ com o módulo VTIQ, o qual apresenta uma ROI com mapeamento em cores de 30 x 20 mm. É possível adicionar pequenas ROI's, com tamanhos pré-definidos de 2 mm x 2 mm, à ROI com mapeamento em cores para determinar o valor da velocidade da onda de cisalhamento. Além disso, esse modelo apresenta uma imagem da qualidade do pulso de cisalhamento medido, o que pode auxiliar o operador no momento de avaliar uma determinada área da imagem elastográfica.

8.4.4. SSI

As principais vantagens desse método são: imagens com alta resolução, exibição de um mapa da rigidez do tecido sobreposta a uma imagem modo-B, permite a realização de avaliação quantitativa da rigidez do tecido, apresenta uma ampla escala de valores de rigidez (0-800 kPa) e possibilita investigar tecidos superficiais e profundos. Não obstante, os equipamentos geram ondas de cisalhamento com pequenas amplitudes e são muito caros [Lima et al 2018]. Assim como nos equipamentos baseados em ARFI, é possível utilizar outros métodos ultrassônicos, tal como Doppler colorido, em tecidos como o fígado, antes de realizar um exame elastográfico.

De acordo com Tanter et al (2008), os mapas elastográficos obtidos com esse método permitem identificar claramente e diferenciar a gordura da mama e do parênquima

8.5. Aplicações Clínicas

Com o intuito de avaliar as aplicações clínicas dos métodos elastográficos ultrassônicos, analisou-se a quantidade de artigos publicados na literatura. Para isso, foram realizadas pesquisas no PubMed (mecanismo de busca associado ao banco de dados MEDLINE de trabalhos científicos relacionados às ciências da vida e tópicos biomédicos) utilizando algumas palavras chaves e considerando os trabalhos publicados de 2003 até 2018. Os histogramas obtidos com o PubMed apresentam a dinâmica das publicações em um determinado período, sendo uma potencial ferramenta para explorar a história e a evolução tanto dos equipamentos quanto de suas aplicações clínicas e fazer projeções sobre novas aplicações e/ou novas tecnologias (Figura 8.10). Após realizar a busca de publicações relacionadas à aplicação clínica, tendo como palavras-chaves *patient* e palavras associadas às técnicas EQE ("*Strain-rate imaging*" *OR* "*quasi-static strain imaging*" *OR* "*strain elastography*" *OR* "*freeHand Elastography*" *OR* "*Quasi-Static Elastography*" OR "*Quasi-Static ultrasound Elastography*" *OR* "*Real-Time Elastography*" *OR* "*Real-Time Sonoelastography*"), ET ("*transient elastography*" *OR Fibroscan*), ARFI ("*Acoustic Radiation Force Impulse Imaging*" *OR* "*Acoustic Radiation Force Imaging*" *OR* ARFI OR VTIQ *OR* "*Virtual Touch Tissue Imaging Quantification*" *OR* "*Virtual Touch Tissue Quantification*" OR "*point shear-wave elastography*") e SSI ("*Supersonic Shear Imaging*" OR AiXplorer OR "*SuperSonic Imagine*" OR "S*upersonic Shear Wave Elastography*"), foi verificada e eliminada a duplicidade de publicações.

A Elastografia Quase-Estática tem sido usada para avaliar o mapa de deslocamento relativo em tumores benignos e malignos da mama [Garra et al 1997, Moon et al 2009], tendões de Aquiles [Tan et al 2012], nervo ciático [Celebi et al 2019], lesões intratesticulares [Auer et al 2017], próstata [Konig et al 2005], nódulos na tireóide [Hong et al 2009] e varicocele [Camoglio et al 2017]. Além disso, esse método foi empregado para gerar o mapa de deslocamento relativo e a razão do deslocamento entre duas ROIs em tendão patelar [Akkaya et al 2016], glândula tireoide [Menzilcioglu et al 2016], próstata [Chang et al 2018] e fígados de pacientes com hepatite C crônica [Koizumi et al 2011], lesões escrotais [Zeng et al 2016] e para diagnosticar massas pancreáticas sólidas [Iglesias-Garcia et al 2010]. Paparo et al (2014) apresentaram um artigo de revisão no qual exploraram aproximadamente 20 trabalhos que empregaram EQE qualitativa ou semi-quantitativa para avaliar fibrose em fígado. Outro artigo de revisão comparou os resultados de 20 artigos que empregaram EQE para avaliar os tendões de Aquiles e patelar [Washburn et al 2018].

Figura 8.10. Número de publicações relacionado à aplicação clínica dos métodos elastográficos EQE, ET, ARFI e SSI

Fonte: própria

Apesar da elastografia transiente ter sido empregada em pesquisas acadêmicas para estudar fibrose hepática [Sandrin et al 2003], o músculo bíceps braquial [Gennisson et al 2003, Gennisson et al 2005], a mama [Bercoff et al 2003] e coagulação sanguínea [Gennisson et al 2006], o modelo comercialmente disponível, Fibroscan®, é dedicado exclusivamente à aplicação hepática [Gennisson et al 2013].

No estudo realizado por pesquisadores do Centro Hospitalar Universitário de Bordeaux, na França, em 7261 pacientes, ao longo de cinco anos, foram realizados 13.369 exames com um equipamento baseado em elastografia transiente, o qual indicou que 42,7% dos pacientes estavam com hepatite C crônica, 13,7% com doença hepática gordurosa não alcoólica, 11,4% com doença hepática alcoólica, 6,8% estavam com hepatite B crônica, e 25,4% com mais de uma dessas doenças [Castera et al 2010]. De acordo com esse trabalho, o equipamento falhou ao medir a rigidez do fígado em 3,14% de todos os exames realizados. As falhas ocorreram em 4%, 2,4%, 2,2%, 1,2% e 1,2% dos pacientes submetidos a um, dois, três, quatro e cinco exames, respectivamente. A falha na medição da rigidez do fígado no primeiro exame (4%) está relacionada ao índice de massa corporal acima de 30 kg/m^2 (obesidade), pacientes com idade superior a 52 anos, operador com pouca experiência (menos de 500 exames realizados) e à presença de diabetes do tipo 2. Em algumas situações, o equipamento forneceu os valores da rigidez do fígado, mas esses valores não eram confiáveis e não puderam ser usados para ajudar à equipe médica a tomar uma decisão, por causa de um dos motivos apresentados a seguir: i) em 3,23 % dos exames, foram obtidos menos de 10 sinais ultrassônicos válidos; ii) em 8,44% dos exames, a SR foi inferior a 60%; e iii) em 9,52% dos exames, a razão IQR/M foi superior a 30% [Castera et al 2010]. Quando esses três parâmetros foram combinados, 16,39% dos exames não foram confiáveis [Castera et al 2010].

Esse estudo também mostrou os fatores que fizeram o equipamento obter valores não confiáveis de rigidez e estão relacionados aos motivos apresentados anteriormente. Os fatores relacionados a i) são IMC maior que 30 kg/m^2, idade maior que 52 anos e hipertensão. A SR menor que 60% foi independentemente associada ao IMC maior que 30 kg/m^2, idade acima de 52 anos, experiência do operador, diabetes tipo 2, hipertensão e sexo feminino. A razão IQR/M também foi independentemente associada à inexperiência do operador, IMC maior que 30 kg/m^2, idade do paciente acima de 52 anos e o primeiro exame. Em resumo, nesse estudo realizado ao longo de 5 anos, no Centro Hospitalar Universitário de Bordeaux, o equipamento baseado em elastografia transitória gerou resultados que não puderam ser usados pela equipe médica (não confiáveis) em 18,44% de 13.369 exames.

Em 2007, foi publicado um estudo prospectivo realizado de novembro de 2002 a abril de 2005 em 935 pacientes com hepatite C crônica [Kettaneh et al 2007] e este trabalho mostrou que o método ET falhou na realização dos exames de 2,1% dos pacientes. Foi mencionado ainda que a falha na aquisição de pelo menos 10 sinais válidos aumenta quando os pacientes são obesos. Não obstante, o desempenho do equipamento para diagnosticar cirrose não foi influenciado pelo número de sinais adquiridos válidos e nem pela experiência do operador. Além disso, o equipamento fornece dados com acurácia, para pacientes com cirrose, independente do IMC, idade, experiência do operador e do número de aquisições válidas.

A obesidade faz com que ocorra falha nos exames de ET, ou seja, sem aquisições/medições válidas, e que os valores obtidos não sejam confiáveis de 3 a 5% e de 10 a 15% dos pacientes, respectivamente [Castera et al 2010, Foucher et al 2006, Myers et al 2010]. Diante desse problema, quatro Centros Acadêmicos Canadenses avaliaram 276 pacientes com doença hepática crônica (42% com hepatite viral e 46% com doença hepática gordurosa não alcoólica) e IMC acima de 28 kg/m^2 por meio da ET com os probes M (padrão) e XL [Myers et al 2012]. Observou-se que havia uma redução nas falhas dos exames realizados com FibroScan® aplicado em pessoas obesas, quando o probe M (16%) foi substituído pelo XL (1,1 %) [Myers et al 2012]. Além disso, houve um aumento na confiabilidade dos resultados com a utilização deste último probe (XL - 73% e M - 50%). Apesar disso, foi mencionado que é preciso reduzir o cutoff (valor de corte da rigidez) quando o probe XL é utilizado [Myers et al 2012].

Outras aplicações clínicas da Elastografia Transitória são o estudo do estadiamento de fibrose hepática em pacientes com hepatite B crônica [Chon et al 2012], a avaliação de tumores hepáticos [Masuzaki et al 2007], para predizer a presença de fibrose em pacientes com doença hepática gordurosa não alcoólica [Lee et al 2017] e a análise da rigidez do fígado com intuito de prever a presença de grandes varizes esofágicas nos pacientes com cirrose, o que pode auxiliar a equipe de saúde na seleção dos pacientes para realização de exames endoscópicos [Kazemi et al 2006].

Os equipamentos baseados em ARFI foram usados para exibir o módulo de Young de abdômen masculino [Nightingale et al 2003] e estimar a velocidade da onda de cisalhamento em estágios distintos da fibrose hepática [Takahashi et al 2010], em ligamento carpal transverso [Shen et al 2013], em fígado, vesícula biliar, pâncreas, baço, rim [Gallotti et al 2010], lesões mamárias [Tang et al 2015], glândula tireoide [Yang et al 2017], linfonodo cervical [Cheng et al 2016], rim [Grenier et al 2013], lesões testiculares [Trottmann et al 2014] e no tendão calcâneo de pacientes com insuficiência renal crônica [Caglar et al 2018]. Além disso, ARFI foi empregado na avaliação de fibrose hepática após transplante [Schmillevitch et al 2016], para predizer os estágios da fibrose hepática em pacientes com fibrose crônica [Lin et al 2016], para verificar a acurácia do equipamento na diferenciação de tumores benignos e malignos [Kapetas et al 2017], para diagnosticar linfonodos aumentados benignos e malignos [Ben et al 2018], para predizer a presença de fibrose em pacientes com doença hepática gordurosa não alcoólica [Lee et al 2017] e para avaliar pacientes com nódulos na tireoide e que foram encaminhados para biopsia [Mao et al 2018].

O estudo conduzido por um pesquisador da Escola de Medicina da Universidade Bulent Ecevit, na Turquia, mostrou que é possível empregar o modo VTIQ do equipamento Acuson S3000™ (baseado em ARFI) para avaliar a rigidez do tendão calcâneo, pois eles observaram que havia um aumento do módulo de Young no tecido supracitado em 26 pacientes com insuficiência renal crônica [Caglar et al 2018].

Friedrich-Rust et al (2012) apresentaram uma meta-análise agrupada em que foram analisados os dados de 518 pacientes com fibrose hepática, com o intuito de verificar se os equipamentos baseados em ARFI eram capazes de analisar o estadiamento da doença. O resultado desse estudo indicou que a acurácia do diagnóstico dos exames realizados com ARFI, determinada por meio da AUROC, foi de 87% para fibrose significativa ($F \geq 2$), 91% para fibrose grave ($F \geq 3$) e 93% para cirrose hepática ($F = 4$). Dessa forma, observa-se que ARFI pode ser usada na prática clínica, principalmente para o diagnóstico de fibrose severa e cirrose. Por outro lado, o mesmo trabalho compara a aplicação dos métodos ARFI e ET em 312 pacientes e conclui que a acurácia dos diagnósticos dos exames realizados com ET é ligeiramente maior quando o paciente apresenta fibrose significativa ($F \geq 2$) ou cirrose. Apesar disso, o desempenho das duas técnicas foi semelhante ao diagnosticar pacientes com fibrose severa.

Um estudo realizado por pesquisadores brasileiros [Guerra et al 2015] revelou que os resultados obtidos com ARFI apresentam boa acurácia para distinguir o estágio inicial da fibrose de um estágio mais avançado, nos casos de pacientes com hepatite C e doença hepática gordurosa não alcoólica. Além disso, eles mencionaram que ARFI pode substituir a biopsia hepática na maioria dos casos.

Kapetas et al (2018) mencionaram que o método ARFI (com módulo VTIQ) é capaz de diferenciar com acurácia lesões mamárias malignas de lesões benignas. Para isso, eles aplicaram limiares de exclusão e de entrada de 1,9 e 6,5 m/s, respectivamente. O primeiro limiar resultou em sensibilidade superior a 98% com uma redução de aproximadamente 15% de diagnósticos falsos positivos. Por outro lado, o segundo limiar indicou uma probabilidade de malignidade superior a 95%. Dessa forma, a aplicação deste equipamento permite reduzir o número de biopsias mamárias benignas desnecessárias em quase 15% [Kapetas et al 2018].

Supersonic Shear Imaging tem despertado o interesse de vários pesquisadores e profissionais da área médica, de forma que esse método já foi empregado para avaliar fibrose [Lee et al 2017], lesões na mama [Tanter et al 2008], nódulo na tireóide [Xu et al 2018], a rigidez da

raiz do plexo braquial [Bedewi et al 2018], estudar os rins [Grenier et al 2013], tendões de Aquiles e patelar com tendinopatia [Coombes et al 2018], diagnosticar adenomiose [Acar et al 2016] e investigar a rigidez do corpo cavernoso do pênis [Zhang et al 2015].

Um estudo clinico realizado em 15 pacientes com lesões malignas na mama (carcinomas lobular e ductal invasivos) e com lesões benignas (alterações fibrocísticas e cisto) mostrou que há uma diferença significativa entre os valores da rigidez nas lesões malignas e nas lesões sólidas benignas [Tanter et al 2008]. Eles mencionaram também que não foi possível avaliar cistos com SSI, pois ondas de cisalhamento não se propagam em meio líquido [Tanter et al 2008]. Apesar do pequeno número amostral, esses pesquisadores mencionaram que essa técnica pode ser usada para avaliar a rigidez do tecido e também como um método complementar ao modo-B, o qual fornece informações morfológicas.

8.6. Impacto na Sociedade

De acordo com a análise dos dados de mortalidade em todos os Estados do Brasil no período de 2001 a 2009 obtidos no Departamento de Informática do Sistema Único de Saúde (DATASUS) do Ministério da Saúde, a sétima posição no ranking das principais causas de morte era ocupada pelas doenças relacionadas ao aparelho digestório, com 452.964 óbitos [Nader 2012]. As doenças hepáticas são responsáveis por 68,08% do número absoluto de mortes relacionadas ao sistema digestório [Nader 2012]. Considerando os dados de internação em todos os estados do Brasil no período de 2001 a 2010 extraídos do DATASUS, observa-se que das 117.979.343 internações, aproximadamente 0,72% foram por causa de doenças hepáticas, sendo que a cirrose hepática (Código Internacional de Doenças K74.6 e K70.3) representa aproximadamente 34,91% dessas hepatopatias [Nader 2012].

Nas duas últimas décadas foram desenvolvidos vários equipamentos ultrassônicos com um módulo elastográfico presente, e esses equipamentos apresentam potencial para diagnosticar e monitorar a progressão de doenças como câncer de mama e tireoide, fibrose hepática e renal, insuficiência cardíaca congestiva e aterosclerose. Além disso, vários estudos relacionados à aplicação clínica de um método elastográfico mostraram que é possível diferenciar um tecido com lesão de um tecido saudável [Camoglio et al 2017, Coombes et al 2018, Tan et al 2012] ou uma lesão benigna de uma maligna [Hong et al 2009, Kapetas et al 2017, Kapetas et al 2018, Moon et al 2009, Park et al 2014, Tang et al 2015, Tanter et al 2008], o que indica que elastografia ultrassônica pode ser empregada como um método complementar e, em algumas situações, pode reduzir o número de biopsias desnecessárias. De qualquer forma, os equipamentos elastográficos podem auxiliar os médicos na tomada de decisão relacionada a uma determinada doença.

Buscando-se melhorar a qualidade de vida dos pacientes, contribuir com a formação de recursos humanos e ajudar no desenvolvimento de pesquisas, principalmente, na área de gastro-hepatologia, o Ministério da Educação, por meio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior, liberou R$ 1,25 milhões para o projeto intitulado "Pesquisa clínica e básica no âmbito das doenças gastro-hepáticas crônicas" vinculado ao Instituto do Fígado e de Transplantes de Pernambuco e da Universidade de Pernambuco. Parte dessa quantia foi destinada à aquisição do equipamento elastográfico FibroScan®. Investimentos como esse são muito importantes para o desenvolvimento de pesquisas no Brasil, pois, como se pode visualizar na Figura 8.11, as publicações relacionadas à aplicação clínica dos métodos elastográficos EQE, ET, ARFI e SSI no período de 2003 a 2018 e ligadas a uma instituição brasileira são muito escassas (dados coletados no PubMed).

Um dos fatores que contribuem para esse número pequeno é a carência de recursos para a aquisição dos equipamentos. Apesar disso, muitos pesquisadores brasileiros têm realizado pesquisa básica em processamento de sinais elastográficos e usando *phantoms* [Costa-Júnior et al 2017a; 2017b], na utilização da técnica SSI para compreender a relação entre a rigidez e a unidade músculo-esquelética [Fontenelle et al 2018, Lima et al 2017, Lima et al 2019], para verificar o desempenho de equipamentos com ARFI em rim [Garcia et al 2015], baço [Feliciano et al 2015a] e próstata [Feliciano et al 2015b] de animais

saudáveis, na comparação dos parâmetros viscoelásticos obtidos com os métodos shear wave dispersion magneto motive ultrasound e elastografia transitória [Almeida et al 2015] e para analisar a rigidez de amostras de plasma durante o processo de coagulação sanguínea, por meio da aplicação de força de radiação acústica impulsiva [Costa-Júnior and Machado 2017]. Além disso, a acurácia do método ARFI foi avaliada por meio da aplicação do equipamento Acuson S2000TM nas mamas de cães com lesões mamárias [Feliciano et al 2018].

Figura 8.11. Número de publicações ligadas às instituições brasileiras e relacionado à aplicação clínica dos métodos elastográficos EQE, ET, ARFI e SSI

Fonte: própria

A Sociedade Brasileira de Hepatologia proporciona aos médicos com especialidade em hepatologia, a oportunidade de aprimorar seus conhecimentos por meio do "Programa de Educação Médica Continuada", o qual abordou em 2012 o tema Elastografia hepática transitória. Ao explorar esse tema, os médicos observaram que a biopsia hepática, por ser um método invasivo, pode acarretar complicações para o paciente [Actis et al 2007, Piccinino et al 1986]. Dessa forma, a Elastografia Transitória, técnica não invasiva, apresentou-se como uma ótima alternativa para avaliar o fígado. Este método permite ao médico avaliar um volume 100 vezes maior que o volume de uma amostra coletada por meio de biopsia [Foucher et al 2006]. Além disso, no Programa de Educação Médica Continuada foi mencionado que os exames obtidos com FibroScan® são reprodutíveis e apresentam alta concordância intra e interexaminador. Apesar disso, foi dito também que a reprodutibilidade pode ser reduzida quando o IMC é superior a 25 kg/m^2, esteatose é maior que 25% dos hepatócitos, o estágio de fibrose hepática é inferior a 2 com base no METAVIR e quando um indivíduo apresenta espaços intercostais estreitos. Diante disso, os exames elastográficos, laboratoriais e clínicos devem ser analisados por especialistas com o intuito de verificar a gravidade e o prognóstico da doença hepática. O médico pode acompanhar de forma não invasiva a evolução da doença antes e após o tratamento.

O impacto da utilização dos equipamentos elastográficos ultrassônicos na sociedade é expressivo, pois a redução de biopsias desnecessárias e o acompanhamento, de forma não invasiva, da evolução da doença é algo que motivou muitos profissionais a continuarem trabalhando no desenvolvimento e/ou no aperfeiçoamento dos equipamentos existentes. O equipamento pioneiro nos exames clínicos de fígado foi baseado em elastografia transiente, em seguida surgiu um equipamento com o módulo ARFI e o mais recente é baseado em SSI.

8.7. Considerações Finais

Os métodos elastográficos têm se mostrado promissores no auxílio do diagnóstico clínico de lesões, como tumores e fibroses, já que a palpação e ultrassonografia modo-B não são sensíveis em diferenciar níveis de rigidez tecidual. No entanto, devem ser utilizadas como técnicas complementares. A ET e ARFI têm se destacado em estudos clínicos envolvendo doenças hepáticas. A EQE e SSI têm sido utilizadas como ferramentas diagnósticas de tumores mamários, de tireoide e caracterização do tecidos musculoesqueléticos.

No entanto, mais estudos randomizados e controlados são necessários para aumentar a confiabilidade e reprodutibilidade das técnicas elastográficas, a fim de aprimorar os equipamentos existentes e criar protocolos seguros de diagnóstico clínico.

Agradecimentos

Dedicamos nossos agradecimentos ao Sr. Marc Landau, gerente de treinamento e aplicações clínicas na Echosens, por ter nos fornecido a imagem do equipamento Fibroscan®.

Lista de Siglas e Símbolos

ARFI – *Acoustic Radiation Force Impulse Imaging*
AUROC – *Area Under the Receiver Operating characteristic Curve*
CAP – *Controlled Attenuation Parameter*
DATASUS – Departamento de Informática do Sistema Único de Saúde
DHGNA – Doença Hepática Gordurosa Não Alcoólica
EQE – Elastografia Quase-Estática
ERM – Elastografia por Ressonância Magnética
ET – Elastografia Transitória
FRAI – Força de Radiação Acústica Impulsiva
FRP – Frequência de Repetição de Pulsos
IQR – Intervalo Interquartil
IMC – Índice de Massa Corporal
ROI – *Region Of Interest* (região de interesse)
SDUV – *Shearwave Dispersion Ultrasound Vibrometry*
SR – *Success Rate* (razão entre o número de aquisições bem-sucedidas e o número total de aquisições)
SSI – *Supersonic Shearwave Imaging*
TTP – *Time-To-Peak* (tempo do pico da curva de deslocamento)
VTIQ – *Virtual Touch tissue Imaging and Quantification*
A – Área
c_s – Velocidade da onda de cisalhamento
E – Módulo de *Young*
F – Força
L – Comprimento final
L_0 – Comprimento inicial
ε – *Strain* (deformação relativa)
η – Viscosidade de cisalhamento
μ – Módulo de cisalhamento
ρ – Densidade
σ – *Stress* (força dividida por área)

Referências

ACAR, S. et al. Value of Ultrasound Shear Wave Elastography in the Diagnosis of Adenomyosis. Ultrasound, v. 24, n. 4 , p. 205-213, 2016.

ACTIS, G. C. et al. The Practice of Percutaneous Liver Biopsy in a Gastrohepatology Day Hospital: a Retrospective Study on 835 Biopsies, Digestive Diseases and Sciences, v. 52, n. 10 , p. 2576-2579, 2007.

AKKAYA, S. et al. Real-Time Elastography of Patellar Tendon in Patients With Auto-Graft Bone-Tendon--Bone Anterior Cruciate Ligament Reconstruction, Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery, v. 136, n. 6 , p. 837-842, 2016.

ALMEIDA, T. W. et al. Comparison Between Shear Wave Dispersion Magneto Motive Ultrasound and Transient Elastography for Measuring Tissue-Mimicking Phantom Viscoelasticity, IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, v. 62, n. 12 , p. 2138-2145, 2015.

AUER, T. et al. Value of Multiparametric US in the Assessment of Intratesticular Lesions, Radiology, v. 285, n. 2 , p. 640-649, 2017.

BEDEWI, M. A. et al. Shear Wave Elastography of the Brachial Plexus Roots at the Interscalene Groove, Neurological Research, v. 40, n. 9 , p. 805-810, 2018.

BEN, Z. et al. Clinical Value of the VTIQ Technology in the Differential Diagnosis of Superficially Enlarged Lymph Nodes", Acta Radiologica, v. 59, n. 7 , p. 836-844, 2018.

BERCOFF, J. et al. In Vivo Breast Tumor Detection using Transient Elastography, Ultrasound in Medicine & Biology, v. 29, n. 10 , p. 1387-1396, 2003.

BERCOFF, J.; TANTER, M.; FINK, M. Supersonic Shear Imaging: a New Technique for Soft Tissue Elasticity Mapping, IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, v. 51, n. 4 , p. 396-409, 2004.

CAGLAR, E. et al. Virtual Touch IQ Elastography in Evaluation of Achilles Tendon in Patients With Chronic Renal Failure, Journal of Medical Ultrasonics, v. 46, n. 1, p. 45-49, 2018.

CAMOGLIO, F. S. et al. The Role of Sonoelastography in the Evaluation of Testes With Varicocele, Urology, v. 100, p. 203-206, 2017.

CASTERA, L.; FORNS, X.; ALBERTI, A. Non-Invasive Evaluation of Liver Fibrosis Using Transient Elastography, Journal of Hepatology, v. 48, n. 5 , p. 835-847, 2008.

CASTERA, L. et al. Pitfalls of Liver Stiffness Measurement: a 5-Year Prospective Study of 13,369 Examinations, Hepatology, v. 51, n. 3 , p. 828-835, 2010.

CELEBI, U. O. Sonoelastographic Evaluation of the Sciatic Nerve in Patients With Unilateral Lumbar Disc Herniation, Skeletal Radiology, v. 48, n. 1 , p. 129-136, 2019.

CHANG, Y. et al. The Value of Contrast-Enhanced Ultrasonography Combined With Real-Time Strain Elastography in the Early Diagnosis of Prostate Cancer, Aging and Disease, v. 9, n. 3 , p. 480-488, 2018.

CHEN, S.; FATEMI, M.; GREENLEAF, J. F. Quantifying Elasticity and Viscosity from Measurement of Shear Wave Speed Dispersion, Journal of the Acoustical Society of America, v. 115, n. 6 , p. 2781-2785, 2004.

CHENG, K. L. et al. Virtual Touch Tissue Imaging Quantification Shear Wave Elastography: Prospective Assessment of Cervical Lymph Nodes, Ultrasound in Medicine & Biology, v. 42, n. 2 , p. 378-386, 2016.

CHON, Y. E. et al. Performance of Transient Elastography for the Staging of Liver Fibrosis in Patients With Chronic Hepatitis B: a Meta-Analysis, PLoS One, v. 7, n. 9, p. 1-7, 2012.

COBBOLD, R. S. C. Foundations of Biomedical Ultrasound. 1 ed. New York, Oxford University Press, 2007.

COCHLIN, D. L.; GANATRA, R. H.; GRIFFITHS, D. F. Elastography in the Detection of Prostatic Cancer, Clinical Radiology, v. 57, n. 11 , p. 1014-1020, 2002.

COOMBES, B. K. et al. Achilles and Patellar Tendinopathy Display Opposite Changes in Elastic Properties: A Shear Wave Elastography Study, Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, v. 28, n. 3 , p. 1201-1208, 2018.

COSTA-JÚNIOR, J. F. S. et al. (2017a) Characterization of Viscoelasticity Due to Shear Wave Propagation: a Comparison of Existing Methods Based on Computational Simulation and Experimental Data, Experimental Mechanics, v. 57, n. 4 , p. 615-635.

COSTA-JÚNIOR, J. F. S; MACHADO, J. C. Tracing the shear modulus of blood plasma during clotting and based on acoustic radiation force induced vibration of an embedded sphere. In: 2017 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS.), 2017, Washington. Anais...Washington: IEEE, 2017. pp. 1-4.

COSTA-JÚNIOR, J. F. S.; PARCERO, G. C.; MACHADO, J. C. Comparison Analysis of Four Processing Methods Employed in Dynamic Elastography to Estimate Viscoelastic Parameters of a Medium: Tests Using Computational Simulation and Experiment, Biomedical Physics & Engineering Express, v. 3, n. 2 , 2017b.

DEWALL, R. J., Ultrasound Elastography: Principles, Techniques, and Clinical Applications, Critical Review in Biomedical Engineering, v. 41, n. 1 , p. 1-19, 2013.

DOHERTY, J. R. et al. Acoustic Radiation Force Elasticity Imaging in Diagnostic Ultrasound, IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, v. 60, n. 4 , p. 685-701, 2013.

DRAKONAKI, E. E.; ALLEN, G. M.; WILSON, D. J. Real-Time Ultrasound Elastography of the Normal Achilles Tendon: Reproducibility and Pattern Description, Clinical Radiology, v. 64, n. 12 , p. 1196-1202, 2009.

FELICIANO, M. A. et al. Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI) Elastography of the Spleen in Healthy Adult Cats--a Preliminary Study, Journal of Small Animal Practice, v. 56, n. 3 , p. 180-183, 2015a.

FELICIANO, M. A. et al. Acoustic Radiation Force Impulse Elastography of Prostate and Testes of Healthy Dogs: Preliminary Results, Journal of Small Animal Practice, v. 56, n. 5 , p. 320-324, 2015b.

FELICIANO, M. A. et al. Accuracy of Four Ultrasonography Techniques in Predicting Histopathological Classification of Canine Mammary Carcinomas, Veterinary Radiology & Ultrasound, v. 59, n. 4 , p. 444-452, 2018.

FONTENELLE, C. R. C. et al. Semitendinosus and Patellar Tendons Shear Modulus Evaluation by Supersonic Shearwave Imaging Elastography, Clinical Physiology and Functional Imaging, v. 38, n. 6, p. 959-964, 2018.

FOUCHER, J. et al. Diagnosis of Cirrhosis by Transient Elastography (FibroScan): a Prospective Study, Gut, v. 55, n. 3 , p. 403-408, 2006.

FRIEDRICH-RUST, M. et al. Performance of Acoustic Radiation Force Impulse Imaging for the Staging of Liver Fibrosis: a Pooled Meta-Analysis, Journal of Viral Hepatitis, v. 19, n. 2 , p. 212-219, 2012.

FRIEDRICH-RUST, M. et al. Real-Time Elastography and Contrast-Enhanced Ultrasound for the Assessment of Thyroid Nodules, Experimental and Clinical Endocrinology & Diabetes, v. 118, n. 9 , p. 602-609, 2010.

GALLOTTI, A.; D'ONOFRIO, M.; POZZI, M. R. Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI) Technique in Ultrasound With Virtual Touch Tissue Quantification of the Upper Abdomen", La Radiologia Medica, v. 115, n. 6 , p. 889-897, 2010.

GANNE-CARRIE, N. et al. Accuracy of Liver Stiffness Measurement for the Diagnosis of Cirrhosis in Patients With Chronic Liver Diseases, Hepatology, v. 44, n. 6, p. 1511-1517, 2006.

GARCIA, P. H. et al. Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI) Elastography of Kidneys in Healthy Adult Cats: Preliminary Results, Journal of Small Animal Practice, v. 56, n. 8 , p. 505-509, 2015.

GARRA, B. S. et al. Elastography of Breast Lesions: Initial Clinical Results, Radiology, v. 202, n. 1 , p. 79-86, 1997.

GENNISSON, J. L. et al. Transient Elastography in Anisotropic Medium: Application to the Measurement of Slow and Fast Shear Wave Speeds in Muscles, The Journal of the Acoustical Society of America, v. 114, n. 1 , p. 536-541, 2003.

GENNISSON, J. L. et al. Human Muscle Hardness Assessment During Incremental Isometric Contraction Using Transient Elastography, Journal of Biomechanics, v. 38, n. 7 , p. 1543-1550, 2005.

GENNISSON, J. L. et al. Ultrasound Elastography: Principles and Techniques, Diagnostic and Interventional Imaging, v. 94, n. 5 , p. 487-495, 2013.

GENNISSON, J. L.; LEROUGE, S.; CLOUTIER, G. Assessment by Transient Elastography of the Viscoelastic Properties of Blood During Clotting, Ultrasound in Medicine and Biology, v. 32, n. 10 , p. 1529-1537, 2006.

GRENIER, N. et al. Renal Ultrasound Elastography, Diagnostic and Interventional Imaging, v. 94, n. 5 , p. 545-550, 2013.

GUERRA, J. A. et al. Acoustic Radiation Force Impulse Is Equivalent To Liver Biopsy To Evaluate Liver Fibrosis In Patients With Chronic Hepatitis C And Nonalcoholic Fatty Liver Disease, Arquivos de Gastroenterologia, v. 52, n. 3 , p. 234-238, 2015.

HONG, Y. et al. Real-Time Ultrasound Elastography in the Differential Diagnosis of Benign and Malignant Thyroid Nodules, Journal of Ultrasound in Medicine, v. 28, n. 7 , p. 861-867, 2009.

IGLESIAS-GARCIA, J. et al. Quantitative Endoscopic Ultrasound Elastography: an Accurate Method for the Differentiation of Solid Pancreatic Masses, Gastroenterology, v. 139, n. 4 , p. 1172-1180, 2010.

JEONG, W. K. et al. Principles and Clinical Application of Ultrasound Elastography for Diffuse Liver Disease, Ultrasonography, v. 33, n. 3 , p. 149-160, 2014.

KAPETAS, P. et al. Virtual Touch IQ Elastography Reduces Unnecessary Breast Biopsies by Applying Quantitative "Rule-in" and "Rule-Out" Threshold Values, Scientific Reports, v. 8, n. 1 , p. 1-8, 2018.

KAPETAS, P. et al., Clinical Application of Acoustic Radiation Force Impulse Imaging With Virtual Touch IQ in Breast Ultrasound: Diagnostic Performance and Reproducibility of a New Technique, Acta Radiologica, v. 58, n. 2 , p. 140-147, 2017.

KAZEMI, F. et al. Liver Stiffness Measurement Selects Patients With Cirrhosis at Risk of Bearing Large Oesophageal Varices, Journal of Hepatology, v. 45, n. 2 , p. 230-235, 2006.

KETTANEH, A. et al. Features Associated With Success Rate and Performance of FibroScan Measurements for the Diagnosis of Cirrhosis in HCV Patients: a Prospective Study of 935 Patients, Journal of Hepatology, v. 46, n. 4 , p. 628-634, 2007.

KOIZUMI, Y. et al. Liver Fibrosis in Patients With Chronic Hepatitis C: Noninvasive Diagnosis by Means of Real-Time Tissue Elastography-Establishment of the Method for Measurement, Radiology, v. 258, n. 2 , p. 610-617, 2011.

KONIG, K. et al. Initial Experiences With Real-Time Elastography Guided Biopsies of the Prostate, Journal of Urology, v. 174, n. 1 , p. 115-117, 2005.

KROUSKOP, T. A.; DOUGHERTY, D. R.; VINSON, F. S. A Pulsed Doppler Ultrasonic System for Making Noninvasive Measurements of the Mechanical Properties of Soft Tissue, Journal of Rehabilitation Research & Development, v. 24, n. 2 , p. 1-8, 1987.

LEE, M. S. et al. Prospective Comparison Among Transient Elastography, Supersonic Shear Imaging, and ARFI Imaging for Predicting Fibrosis in Nonalcoholic Fatty Liver Disease, PLoS One, v. 12, n. 11 , p. 1-17, 2017.

LERNER, R. M.; HUANG, S. R.; PARKER, K. J. "Sonoelasticity" Images Derived from Ultrasound Signals in Mechanically Vibrated Tissues, Ultrasound in Medicine & Biology, v. 16, n. 3 , p. 231-239, 1990.

LIMA, K. et al. Triceps Surae Elasticity Modulus Measured by Shear Wave Elastography Is Not Correlated to the Plantar Flexion Torque, Muscle, Ligaments and Tendons Journal, v. 7, n. 2 , p. 347-352, 2017.

LIMA, K. et al. Supersonic Shear Imaging Elastography in Skeletal Muscles: Relationship Between In Vivo and Synthetic Fiber Angles and Shear Modulus, Journal of Ultrasound in Medicine, v. 38, n. 1, p. 81-90, 2019.

LIMA, K. M. M. et al. Assessment of the Mechanical Properties of the Muscle-Tendon Unit by Supersonic Shear Wave Imaging Elastography: a Review, Ultrasonography, v. 37, n. 1 , p. 3-15, 2018.

LIN, Y. H. et al. The Performance of Acoustic Radiation Force Impulse Imaging in Predicting Liver Fibrosis in Chronic Liver Diseases, The Kaohsiung Journal of Medical Sciences, v. 32, n. 7 , p. 362-366, 2016.

LUPSOR, M. et al. Performance of a New Elastographic Method (ARFI Technology) Compared to Unidimensional Transient Elastography in the Noninvasive Assessment of Chronic Hepatitis C. Preliminary Results, Journal of Gastrointestinal and Liver Diseases, v. 18, n. 3 , p. 303-310, 2009.

MALINAUSKAS, M.; KROUSKOP, T. A.; BARRY, P. A. Noninvasive Measurement of the Stiffness of Tissue in the Above-Knee Amputation Limb, Journal of Rehabilitation Research & Development, v. 26, n. 3 , p. 45-52, 1989.

MAO, F. et al. Assessment of Virtual Touch Tissue Imaging Quantification and the Ultrasound Thyroid Imaging Reporting and Data System in Patients With Thyroid Nodules Referred for Biopsy, Journal of Ultrasound in Medicine, v. 37, n. 3 , p. 725-736, 2018.

MARIAPPAN, Y. K.; GLASER, K. J.; EHMAN, R. L. Magnetic Resonance Elastography: a Review, Clinical Anatomy, v. 23, n. 5 , p. 497-511, 2010.

MASUZAKI, R. et al. Assessing Liver Tumor Stiffness by Transient Elastography, Hepatology International, v. 1, n. 3 , p. 394-397, 2007.

MENZILCIOGLU, M. S.; DUYMUS, M.; AVCU, S. Sonographic Elastography of the Thyroid Gland, Polish Journal of Radiology, v. 81, p. 152-156, 2016.

MOON, W. K. et al. Analysis of Elastographic and B-Mode Features at Sonoelastography for Breast Tumor Classification, Ultrasound in Medicine & Biology, v. 35, n. 11 , p. 1794-1802, 2009.

MUTHUPILLAI, R. et al. Magnetic Resonance Elastography by Direct Visualization of Propagating Acoustic Strain Waves, Science, v. 269, n. 5232 , p. 1854-1857, 1995.

MYERS, R. P. et al. Prevalence, Risk Factors and Causes of Discordance in Fibrosis Staging by Transient Elastography and Liver Biopsy, Liver International, v. 30, n. 10 , p. 1471-1480, 2010.

MYERS, R. P. et al. Feasibility and Diagnostic Performance of the FibroScan XL Probe for Liver Stiffness Measurement in Overweight and Obese Patients, Hepatology, v. 55, n. 1 , p. 199-208, 2012.

NADER, L. A., Impacto das Doenças Hepáticas nas Internações Hospitalares e na Mortalidade do Sistema Único de Saúde do Brasil no Período de 2001 a 2010. 2012. 71 f. Tese (Doutorado em Medicina: Hepatologia) – Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre, Porto Alegre.

NIGHTINGALE, K.; MCALEAVEY, S.; TRAHEY, G. Shear-Wave Generation Using Acoustic Radiation Force: in Vivo and Ex Vivo Results, Ultrasound in Medicine & Biology, v. 29, n. 12 , p. 1715-1723, 2003.

NIGHTINGALE, K. R. et al. On the Feasibility of Remote Palpation Using Acoustic Radiation Force, The Journal of the Acoustical Society of America, v. 110, n. 1 , p. 625-634, 2001.

OPHIR, J. et al. Elastography: a Quantitative Method for Imaging the Elasticity of Biological Tissues, Ultrasonic Imaging, v. 13, n. 2 , p. 111-134, 1991.

PALMERI, M. L.; NIGHTINGALE, K. R. On the Thermal Effects Associated With Radiation Force Imaging of Soft Tissue, IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, v. 51, n. 5 , p. 551-565, 2004.

PALMERI, M. L. et al. Quantifying Hepatic Shear Modulus in Vivo Using Acoustic Radiation Force, Ultrasound in Medicine & Biology, v. 34, n. 4 , p. 546-558, 2008.

PAPARO, F. et al. Real-Time Elastography in the Assessment of Liver Fibrosis: a Review of Qualitative and Semi-Quantitative Methods for Elastogram Analysis, Ultrasound in Medicine & Biology, v. 40, n. 9 , p. 1923-1933, 2014.

PARK, M. K. et al. Usefulness of Acoustic Radiation Force Impulse Elastography in the Differential Diagnosis of Benign and Malignant Solid Pancreatic Lesions, Ultrasonography, v. 33, n. 1 , p. 26-33, 2014.

PICCININO, F. et al. Complications Following Percutaneous Liver Biopsy. A Multicentre Retrospective Study on 68,276 Biopsies, Journal of Hepatology, v. 2, n. 2 , p. 165-173, 1986.

ROUZE, N. C. et al. Parameters Affecting the Resolution and Accuracy of 2-D Quantitative Shear Wave Images, IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control, v. 59, n. 8 , p. 1729-1740, 2012.

SANDRIN, L. et al. Transient Elastography: a New Noninvasive Method for Assessment of Hepatic Fibrosis, Ultrasound in Medicine & Biology, v. 29, n. 12 , p. 1705-1713, 2003.

SARVAZYAN, A. et al. An Overview of Elastography - An Emerging Branch of Medical Imaging, Current Medical Imaging Reviews, v. 7, n. 4 , p. 255-282, 2011.

SCHMILLEVITCH, J. et al. Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI) Elastography Compared With Biopsy for Evaluating Hepatic Fibrosis After Liver Transplantation: a Cross-Sectional Diagnostic Study, Sao Paulo Medical Journal, v. 134, n. 6 , p. 513-518, 2016.

SHEN, Z. L.; VINCE, D. G.; LI, Z. M. In Vivo Study of Transverse Carpal Ligament Stiffness Using Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI) Imaging, PLoS One, v. 8, n. 7 , p. 1-11, 2013.

TAKAHASHI, H. et al. Evaluation of Acoustic Radiation Force Impulse Elastography for Fibrosis Staging of Chronic Liver Disease: a Pilot Study, Liver International, v. 30, n. 4 , p. 538-545, 2010.

TAN, S. et al. Real-Time Sonoelastography of the Achilles Tendon: Pattern Description in Healthy Subjects and Patients With Surgically Repaired Complete Ruptures, Skeletal Radiology, v. 41, n. 9 , p. 1067-1072, 2012.

TAN, S. et al. Real-Time Elastography for Distinguishing Angiomyolipoma From Renal Cell Carcinoma: Preliminary Observations, American Journal of Roentgenology, v. 200, n. 4 , p. 369-375, 2013.

TANG, L. et al. A Novel Two-Dimensional Quantitative Shear Wave Elastography for Differentiating Malignant From Benign Breast Lesions, International Journal of Clinical and Experimental Medicine, v. 8, n. 7 , p. 10920-10928, 2015.

TANTER, M. et al. Quantitative Assessment of Breast Lesion Viscoelasticity: Initial Clinical Results Using Supersonic Shear Imaging", Ultrasound Med. Biol., v. 34, n. 9, p. 1373-1386, 2008.

TROTTMANN, M. et al. The Role of VTIQ As a New Tissue Strain Analytics Measurement Technique in Testicular Lesions, Clinical Hemorheology and Microcirculation, v. 58, n. 1, p. 195-209, 2014.

WASHBURN, N.; ONISHI, K.; WANG, J. H. Ultrasound Elastography and Ultrasound Tissue Characterisation for Tendon Evaluation, Journal of Orthopaedic Translation, v. 15, p. 9-20, 2018.

XU, H. X. et al. Guidelines and Recommendations on the Clinical Use of Shear Wave Elastography for Evaluating Thyroid Nodule, Clinical Hemorheology and Microcirculation, v. pre-press, p. 1-22, 2018.

YANG, Y. P. et al. Comparison of Virtual Touch Tissue Imaging & Quantification (VTIQ) and Virtual Touch Tissue Quantification (VTQ) for Diagnosis of Thyroid Nodules, Clinical Hemorheology and Microcirculation, v. 65, n. 2 , p. 137-149, 2017.

ZALESKA-DOROBISZ, U. et al. Ultrasound Elastography - Review of Techniques and Its Clinical Applications, Advances in Clinical and Experimental Medicine, v. 23, n. 4 , p. 645-655, 2014.

ZENG, B. et al. Application of Quasistatic Ultrasound Elastography for Examination of Scrotal Lesions, Journal of Ultrasound in Medicine, v. 35, n. 2 , p. 253-261, 2016.

ZHANG, J. J. et al. A New Method of Measuring the Stiffness of Corpus Cavernosum Penis With ShearWave Elastography, The British Journal of Radiology, v. 88, n. 1048 , p. 1-7, 2015.

9. ANÁLISE DO MOVIMENTO DURANTE A CORRIDA EM MULHERES: UMA ABORDAGEM INTERDISCIPLINAR PARA A AVALIAÇÃO DE MATERIAIS ESPORTIVOS

Juliane Cristina Leme[1], Mário Hebling Campos[2], Ricardo da Silva Torres[3] e Felipe Arruda Moura[4]

1.Laboratório de Biomecânica Aplicada, Centro de Educação Física e Esporte, Programa de Pós-Graduação Associado UEM – UEL, Universidade Estadual de Londrina. Londrina, Paraná. E-mail: jucris.leme@gmail.com. ORCID: 0000-0003-2906-7850.
2. Laboratório de Avaliação do Movimento Humano, Faculdade de Educação Física e Dança, Universidade Federal de Goiás, Goiânia, Goiás. E-mail: mariohcampos@gmail.com. ORCID: 0000-0002-4724-2221.
3. Instituto de Computação, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, São Paulo. E-mail: rtorres@ic.unicamp.br. ORCID: 0000-0001-9772-263X.
4. Laboratório de Biomecânica Aplicada, Centro de Educação Física e Esporte, Programa de Pós-Graduação Associado UEM – UEL, Universidade Estadual de Londrina. Londrina, Paraná. E-mail: felipemoura@uel.br. ORCID: 0000-0002-0108-7246.

Abstract

Biomechanics is a science that investigates the human movement, and has an interdisciplinary character since it requires elements of Physics, Mathematics, Anatomy and Physiology. Biomechanics has four investigation methods (cinemetry, dynamometry, electromyography and anthropometry) that, if used in appropriate way, are responsible for providing information about the internal and external mechanisms that regulate and execute human locomotion. The kinematic analysis of gait and running has been receiving a lot of attention from the researchers, with the main focus on the analysis of male lower limbs. Therefore, greater emphasis should be given for research with female participants taking into account a factor that differentiates men from women: the breast and its overloads on the spine. Some studies have analyzed the effect of different supports on the kinematics of the breasts, however, studies have not yet been found that are concerned with analyzing other types of sports materials, such as sports footwear, and whether they would be able to aid in the reduction of movement of breasts and spine overload during running. Some obstacles are encountered to perform this type of analysis. For instance, the seek for a suitable model for analysis of the spine that takes into consideration the several vertebral joints and their respective degrees of freedom that represent the spine as a whole but not as some rigid segments, as well as adequate representation of the movement of the breasts, which takes into account the respective displacements relative to the trunk. In order to solve these problems, biomechanics has sought the help of interdisciplinary groups for the development of mathematical and computational models to analyze the movement and efficiency of sports materials, and thus to interpret them under different approaches. Therefore, the purpose of the chapter was to present an interdisciplinary view of the analysis of spine and breast movement during running in women, and how these studies contribute to the evaluation of sports materials, such as running footwear and sport bra. Key words: Breast, Spine, Running, Mathematical Models, Computer Science, Biomechanics.

Resumo

A biomecânica é uma ciência que atua na investigação do movimento humano, e possui caráter interdisciplinar uma vez que utiliza de elementos da Física, Matemática, Anatomia e Fisiologia. A biomecânica possui quatro métodos de investigação (cinemetria, dinamometria, eletromiografia e a antropometria) que, se utilizados de maneira adequada, são responsáveis por fornecer informações sobre os mecanismos internos e externos que regulam e executam a locomoção humana. A análise cinemática da marcha e corrida tem tomado grande atenção dos pesquisadores, com principal foco na análise de membros inferiores e de homens. Portanto, maior ênfase deve ser dada às pesquisas com mulheres, levando em consideração um fator que diferencia homens de mulheres que são os seios e as sobrecargas que os mesmos podem acarretar sobre a coluna vertebral. Alguns estudos têm analisado o efeito de diferentes suportes na cinemática dos seios, no entanto, ainda não foram encontrados estudos que se preocupem em analisar outros tipos de materiais esportivos, como o tênis, e se o mesmo seria capaz de auxiliar na redução do movimento dos seios e sobrecarga da coluna vertebral durante a corrida. Alguns obstáculos são encontrados para a realização desse tipo de análise, como por exemplo, a utilização de um modelo adequado para a análise da coluna vertebral que considere as inúmeras articulações intervertebrais e seus respectivos graus de liberdade e que represente a coluna como um todo e não apenas partes dela, bem como a adequada representação do movimento dos seios, que leva em consideração os respectivos deslocamentos em relação ao tronco. Para solucionar esses problemas, a biomecânica tem buscado o auxílio de grupos interdisciplinares para o desenvolvimento de modelos matemáticos e computacionais para análise do movimento e da eficiência de materiais esportivos, e, assim, interpretá-los sob diferentes abordagens. Portanto, o objetivo do capítulo é apresentar uma visão interdisciplinar da análise de movimento da coluna vertebral e dos seios durante a corrida em mulheres, e como estes estudos contribuem para a avaliação de materiais esportivos, como tênis de corrida e top. Palavras-chave: Seios, Coluna Vertebral, Corrida, Modelos Matemáticos, Ciências da Computação, Biomecânica.

9.1 Introdução

A biomecânica é uma área do conhecimento relativamente nova no campo da pesquisa, que se dedica ao estudo dos sistemas biológicos por meio de uma perspectiva mecânica [Hall 2016; Hamill et al. 2015]. A biomecânica tem como objetivo central o estudo do movimento humano, utilizando-se da Física e da Matemática para fundamentar a análise do movimento, e também dos conhecimentos da Anatomia e Fisiologia, responsáveis pelas características estruturais e funcionais do sistema locomotor [Amadio and Serrão 2011]. A biomecânica possui forte característica interdisciplinar, uma vez que analisa a mecânica do movimento humano levando-se em consideração as mudanças anatômicas e fisiológicas que ocorrem no corpo.

A biomecânica possui quatro grandes métodos de investigação: a cinemetria, a dinamometria, a eletromiografia e a antropometria. A partir desses métodos, o movimento pode ser descrito e modelado matematicamente a fim de se permitir uma melhor compreensão dos mecanismos internos que regulam e executam a locomoção humana [Amadio and Serrão 2011; Winter 1990]. Algumas características desses métodos são:

- Cinemetria: conjunto de métodos utilizados para medir os parâmetros cinemáticos do movimento. Utiliza-se de câmeras de vídeo (Figura 9.1), sistemas optoeletrônicos, além de técnicas de medição direta como os acelerômetros e eletrogoniômetros para determinar a posição, deslocamento, velocidade e aceleração do corpo ou dos seus segmentos [Amadio and Serrão 2011].

Figura 9.1. Configuração de câmeras para uma análise em cinemetria.

Fonte: próprio autor

- Dinamometria: método biomecânico que permite determinar as forças e momentos que produzem o movimento. Os instrumentos mais utilizados são a plataforma de força, que é responsável pela leitura das forças de reação do solo e o ponto de aplicação desta força, e o dinamômetro isocinético (Figura 9.2), responsável por testar a capacidade de força muscular [Amadio and Serrão 2011; Robertson et al. 2013].

Figura 9.2. Sujeito em um dinamômetro isocinético. A: posicionamento corporal. B: posicionamento de membro inferior direito.

Fonte: próprio autor.

- Eletromiografia: é caracterizada pela capacidade de registrar as atividades elétricas dos músculos vinculados à contração muscular (Figura 9.3), podendo fornecer informações sobre o controle e execução de movimentos voluntários e reflexos. Portanto, apesar de ser um método biomecânico de análise, a eletromiografia verifica o estímulo neural para o sistema muscular, o que a diferencia dos métodos apresentados acima, que determinam propriedades mecânicas [Amadio and Serrão 2011; Robertson et al. 2013].

Figura 9.3. Representação do sinal eletromiográfico do músculo reto femoral.

Fonte: próprio autor. Legenda: Ativ. Eletromiográfica: Atividade Eletromiográfica.

- Antropometria: são técnicas utilizadas para descrever as características físicas dos segmentos corporais, como massa, peso, parâmetros inerciais e, consequentemente, determinar a localização do centro de massa (Figura 9.4). Portanto, é muito importante por fornecer subsídios para determinação de modelos biomecânicos utilizados para quantificar as forças internas [Amadio and Serrão 2011; Robertson et al. 2013].

Figura 9.4. A: Representação de modelo antropométrico durante salto vertical. B: Representação da altura do centro de massa durante salto vertical.

*Fonte: próprio autor. Legenda: * representa o centro de massa.*

A partir da utilização de um desses métodos ou até mesmo da combinação entre eles, torna-se possível responder o objetivo central da biomecânica que é a análise do movimento humano. O objeto de estudo que tem tomado maior atenção dos pesquisadores em biomecânica é a locomoção, nas suas diversas formas: natação, ciclismo e principalmente a marcha e a corrida.

A marcha e a corrida foram estudadas a fundo a partir dos métodos citados anteriormente. No entanto, as principais análises laboratoriais da marcha são a dinâmica e cinemática, sendo a cinemática a que proporciona parâmetros espaço-temporais do movimento. Assim, a cinemática apresenta um papel muito importante na identificação de alterações no padrão, diferenciando a marcha normal da patológica.

A análise cinemática da marcha e corrida é uma área de grande interesse para os pesquisadores, apresentando ao longo dos anos muitos estudos na literatura, sendo o principal foco a análise de membros inferiores [Dixon et al. 2000; Estep et al. 2018; Federolf et al. 2012; McClay and Manal 1998]. Ainda, a maioria dos estudos voltou a sua atenção para análise em homens, provavelmente por

serem mais ativos fisicamente que mulheres [Chorley et al. 2002], pelo início tardio das mulheres na corrida comparado aos homens [Van der Worp et al. 2016] ou também pelo fato de até poucos anos atrás os homens serem grande maioria entre atletas profissionais, amadores e de recreação. Para alguns pesquisadores, isso representa uma lacuna na literatura, e, portanto, deve ser colocada maior ênfase sobre a pesquisa com mulheres corredoras, porque estão sub-representadas, em relação aos homens, em pesquisas realizadas até o momento [Van der Worp et al. 2016].

Alguns estudos de marcha e corrida têm se preocupado em analisar outros segmentos, como o tronco [Hannigan et al. 2018; Whittle and Levine 1999]. Esses avanços nas pesquisas são de extrema importância, pois a coluna vertebral desempenha um papel de relevância na mecânica corporal durante a locomoção. A literatura científica demonstra que algumas modificações nessa estrutura, como aumento da amplitude de variação articular lombar e torácica e a inclinação média do tronco estão associados ao aumento da velocidade de corrida, à amplitude da passada e ao consumo de oxigênio [Paula et al. 2009; Williams and Cavanagh 1987].

Apesar desses avanços, ainda são escassos os estudos realizados sobre a corrida em mulheres e, principalmente, poucos são os estudos que se preocupam com um fator que diferencia homens e mulheres: o movimento dos seios e as sobrecargas que os mesmos podem acarretar sobre a coluna vertebral. Uma revisão sistemática verificou que até o ano de 2010 os principais estudos reportados na literatura com movimento dos seios durante exercícios foram realizados durante a caminhada e corrida sendo que, dentre 17 estudos, 13 analisaram a corrida [Zhou et al. 2011].

Desde então, estudos têm avaliado o movimentos dos seios em diferentes modalidades, como o deslocamento dos seios entre níveis de atividade, da caminhada à corrida máxima [Scurr et al. 2011], amplitude de movimento e pico de velocidade do seio durante salto na água e no solo [Mills et al. 2015], deslocamento, velocidade e aceleração dos seios durante corrida em esteira, salto contramovimento e teste de agilidade [Risius et al. 2015], prevalência e impacto da dor nos seios, problemas de sutiã e tamanho dos seios em amazonas [Burbage and Cameron 2017], deslocamento dos seios durante dois tipos de nado, em diferentes condições de suportes para os seios [Mills and Lomax and et al. 2014].

Algumas dessas análises levaram em consideração diferentes tipos de suporte e seu efeito na cinemática dos seios com o objetivo de encontrar o apoio mais adequado para a prática de exercícios de mulheres com seios grandes. Apesar desses achados, ainda não se sabe se outros materiais esportivos como o tênis podem auxiliar na redução do movimento dos seios e sobrecarga da coluna vertebral durante a corrida.

O tênis moderno apresenta um forte sistema de amortecimento e vem sendo recomendado como padrão ouro para prevenção de lesões durante a corrida [Bonacci et al. 2013; Richards et al. 2009]. No entanto, a corrida descalça e com tênis minimalista tem sido proposta como alternativa, pois parece beneficiar os corredores por meio de um reduzido risco de lesão e melhoria na economia de energia quando comparado ao tênis tradicional [Tam et al. 2014]. Apesar do exposto, é necessário verificar se esses calçados de diferentes tecnologias ou se até mesmo a corrida descalça seriam capazes de promover alterações no movimento dos seios durante a corrida. Ainda, torna-se imprescindível verificar o efeito de diferentes suportes de seios e condições de calçado na cinemática dos seios e a sua relação com a coluna vertebral.

A análise dos movimentos da coluna e dos seios tem enfrentado obstáculos relevantes para uma representação acurada das demandas do exercício físico e do esporte nestas estruturas. A coluna vertebral é formada por inúmeras articulações intervertebrais, cada uma com seu respectivo grau de liberdade. Portanto, avaliar como estas estruturas anatômicas se comportam estática e dinamicamente torna-se um desafio, uma vez que se faz necessária a representação da postura da coluna como um todo, e não apenas por partes dela. Analogamente, existe uma necessidade de representação adequada dos movimentos dos seios, que leve em consideração não apenas os deslocamentos dos seios dentro de um volume tridimensional, mas principalmente os deslocamentos em relação ao tronco.

Para isso, a Biomecânica tem contado com o auxílio de grupos interdisciplinares para o desenvolvimento de modelos matemáticos e computacionais que permitam representar, processar, analisar e caracterizar adequada-

mente o comportamento destas estruturas anatômicas nos movimentos das mulheres. Portanto, o objetivo deste capítulo será apresentar a abordagem interdisciplinar da análise de movimento da coluna e dos seios durante movimentos esportivos em mulheres, e como estes estudos contribuem para a avaliação de materiais esportivos, como tênis de corrida e top. Inicialmente, serão apresentados os principais modelos de análise da coluna, desde os mais tradicionais por meio da radiografia, até um modelo matemático mais recente que permite avaliar as curvaturas contínuas da coluna vertebral de forma dinâmica. Em seguida, serão apresentados os modelos mais utilizados para a representação do movimento dos seios em relação ao tronco. Por fim, será descrito como estes modelos de análise, aliados à Ciência da Computação, podem ser utilizados para a avaliação da eficácia de materiais, como calçado e top esportivo.

9.2 Modelos de análise cinemática da coluna vertebral

A avaliação quantitativa da curvatura da coluna vertebral tem extrema importância no planejamento de procedimentos cirúrgicos, monitoramento da progressão e tratamento de deformidades e para determinar valores de referência em condições normais e patologias [Vrtovec et al. 2009]. Essa avaliação vem sendo realizada por meio de diferentes métodos.

A radiografia é o método considerado padrão ouro na avaliação postural [Lee et al. 2013; Singla and Veqar 2014] e é utilizado na detecção de alterações posturais, por meio da quantificação dos ângulos da coluna calculados a partir de vértebras visíveis no raio X [Vacari et al. 2013]. Nos referidos cálculos dos ângulos da coluna vertebral, geralmente utiliza-se o método de Cobb (Figura 9.5), que consiste em realizar mensurações angulares das regiões da coluna por meio da intersecção de retas que tangenciam a placa terminal superior da vértebra cranial e a placa terminal inferior da vértebra caudal, da curva a ser medida [Godinho et al. 2011; Vrtovec et al. 2009].

Figura 9.5. Representação do método de Cobb em coluna com escoliose. Fonte: No machine-readable author provided. Skoliose-Info-Forum. de~commonswiki assumed (basedoncopyrightclaims).

Fonte: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Scoliosis_cobb.gif), "Scoliosis cobb", https://creativecommons.org/licenses/by-sa/3.0/legalcode.

A radiografia já foi utilizada para verificar a influência do tamanho dos seios sobre a coluna, em um estudo no qual foram analisados os ângulos de Cobb de 93 mulheres. Os resultados demonstraram que o grupo com maiores seios apresentou maiores ângulos de cifose torácica e lordose lombar do que os grupos com mulheres que possuíam seios menores [Findikcioglu et al. 2007]. No entanto, esse tipo de avaliação é muito restrita, pois é realizada de forma estática, possui um alto custo, e expõe a paciente às radiações, o que pode acarretar em doenças quando expostos em excesso, dificultando uma avaliação periódica da melhora ou piora do problema postural [Vacari et al. 2013].

Outro método de análise para avaliar a postura vertebral é a fotogrametria, que permite a quantificação dos ângulos da coluna por meio de análises de imagens fotográficas e utilização de softwares específicos [Sacco et al. 2007; Tommaselli et al. 1999]. Foi sugerido que essa técnica é capaz de registrar mudanças sutis na postura vertebral, fornece dados mais confiáveis do que os obtidos por avaliação observacional, possui baixo custo, fácil aplicação, portanto, seria uma boa alternativa para identificação de desvios posturais e para o acompanhamento periódico de indivíduos [Iunes et al. 2008; Sacco et al. 2012]. No entanto, mesmo apresentando essas vantagens, a fotogrametria não é capaz de realizar análises em situações dinâmicas como a marcha e a corrida.

A maioria das pesquisas referentes à análise da postura vertebral durante situações dinâmicas estão relacionadas à marcha e à corrida, e se utilizam de variáveis angulares que são obtidas por meio de marcadores reflexivos posicionados sobre a pele ou em hastes que são fixadas ao tronco, que são registrados a partir de câmeras para a realização da análise cinemática [Crosbie et al. 1997; Saunders et al. 2005; Schache et al. 2002; Smoliga J. M. 2007].

Essas análises se utilizam de modelos biomecânicos que permitem a definição de um segmento que representa o tronco. O modelo considerado padrão ouro é o recomendado pela Sociedade Internacional de Biomecânica (SIB), adequado para análises em condições dinâmicas. No entanto, o modelo considera o tronco como um segmento rígido, o que pode não ser o mais adequado, pois a coluna é composta por um enfileiramento de vértebras e deve ser analisada de forma contínua [Campos 2010].

A partir disso, o modelo de curvatura geométrica bidimensional da coluna vertebral foi apresentado como uma abordagem promissora que permite realizar uma análise detalhada da forma da coluna em diferentes níveis, durante situações dinâmicas [Campos et al. 2017]. Para realização deste método, marcadores refletivos são fixados na pele no ponto de intersecção entre a borda medial e a espinha da escápula (ES), sobre as duas espinhas ilíacas póstero superiores (EIPS), nos processos espinhosos da segunda vértebra sacral (S2), quarta vértebra lombar (L4), primeira, sexta e décima segunda vértebra torácica (T1, T6 e T12, respectivamente) (Figura 9.6). Lateralmente, na altura dos processos espinhosos de L4, T12, T6 e T1, seguindo o alinhamento de EIPS, pares de marcadores bilaterais são posicionados como marcadores de referência para análise. Por fim, os espaços entre estes pontos são preenchidos com marcadores com distância aproximada de 2 cm [Campos et al. 2015].

Figura 9.6. Representação do posicionamento dos marcadores na coluna vertebral de uma participante.

Fonte: próprio autor.

Figura 9.7. Ilustração do ambiente experimental.

Fonte: Adaptado de Campos et al. 2010.

A cada instante de tempo do ciclo de passada, as coordenadas 3D de todos os marcadores da coluna são definidas em relação a um sistema de coordenadas local no tronco, com origem em T12. O vetor de L4 a T6 define a orientação do eixo longitudinal z (para cima). Um vetor provisório médio-lateral y' é definido com sua origem no ponto médio entre os marcadores de referência direitos de L4 e T6, com final no ponto médio entre os marcadores de referência esquerdos de L4 e T6. O produto vetorial entre y' e z irá definir a orientação do eixo sagital x (para frente), e o produto vetorial entre z e x definirá a orientação do eixo transverso y, para a esquerda [Campos et al. 2015].

Para quantificar as curvaturas, os pontos da coluna reconstruídos são projetados sobre o plano sagital e frontal do tronco. Em cada um desses planos, um ajuste polinomial de oitava ordem (determinado a partir da técnica de quadrados mínimos) é realizado e a curvatura geométrica bidimensional ao longo do eixo longitudinal é calculada para quantificar a forma da coluna vertebral [Brenzikofer et al. 2000; Campos et al. 2015]. Assim, o conceito de curvatura geométrica bidimensional K (z) é calculada por meio da primeira e segunda derivada P' (z) e P" (z), respectivamente, usando a equação 1:

$$K\ (z) = P''\ (z)\ /\ [1 + P'\ (z)^2]^{3/2} \quad (1)$$

A cada instante de tempo do ciclo de passada, a postura da coluna é definida como *K(z)*. Assim, a curvatura geométrica da coluna é entendida como o inverso do raio de uma circunferência ajustada que tangencia localmente em cada ponto da curva. A unidade de medida da curvatura geométrica adotada será m^{-1}. No plano frontal, valores positivos de curvatura geométrica correspondem a concavidades da coluna vertebral para a esquerda dos participantes, e valores de curvatura geométrica negativos a concavidades da coluna vertebral para a direita. No plano sagital, valores positivos indicam concavidades anteriores (cifose), e valores negativos indicam concavidades posteriores (lordose) [Campos et al. 2015].

Após o cálculo da curvatura, a coordenada longitudinal z pode ser normalizada pela distância euclidiana entre L4 e T1, e a curvatura será definida em 100 pontos de *Z* distribuídos ao longo da coluna, conforme a equação 2:

$$Z(z) = 100(z - L4z)/(T1z - L4z) \quad (2)$$

onde L4*z* e T1*z* representam as coordenadas *z* de L4 e T1, respectivamente. O final da coluna (acima de T1 e abaixo de L4) são descartados por não fornecerem um ajuste polinomial robusto [Campos et al. 2015]. Desta forma, torna-se possível conhecer, em cada região da coluna, os valores de curvatura no plano frontal (que permitem identificar os desvios laterais) e sagital, que por sua vez auxilia na avaliação de lordoses e cifoses presentes na coluna. A partir desse método, alguns autores observaram que a curvatura geométrica bidimensional oscila ao redor de uma curva média chamada curva neutra (CN) (Figura 9.8) que possui características individuais, similar a uma assinatura, e que a partir dela obtém-se um componente oscilatório, que caracteriza a mobilidade da coluna e intensidade de movimento [Campos 2010; Campos et al. 2015; Paula et al. 2009, 2011].

Figura 9.8. Representação das curvaturas apresentadas em todos os instantes de um ciclo de passada e a Curva Neutra. A: no plano frontal e B: plano sagital.

Fonte: Adaptado de Campos et al. 2010.

9.3 Modelos biomecânicos para análise cinemática dos seios

A análise do movimento humano em três dimensões requer a determinação da posição e orientação dos pontos de interesse. Na análise cinemática dos seios, a eliminação dos 6 graus de liberdade do tronco é essencial para relatar o deslocamento relativo dos seios, que poderia ser superestimado sem esse tipo de análise, pois consideraria o movimento do tronco como um todo [Scurr et al. 2009]. Para obter o movimento do seio em relação ao tronco, marcadores de pele são usados para definir um sistema de coordenadas local, em relação ao de referência global ou do laboratório [Mills et al. 2016; Scurr et al. 2010; Zhou et al. 2013].

Para se determinar um sistema de coordenadas local, devem ser utilizados pontos anatômicos de referência que sejam estáveis e reprodutíveis [Zhou et al. 2011] e recomenda-se que os locais de marcação utilizados sejam baseados em pontos de referência corporais facilmente identificáveis em qualquer participante [Conti et al. 2008]. O movimento dos seios em relação ao tronco tem sido obtido por meio de diferentes pontos de referência, chamados de modelos biomecânicos, para se definir o sistema de coordenadas local do tronco.

A SIB recomenda o uso de marcadores localizados no tórax, nos processos espinhosos da 7ª vértebra cervical (C7) e 8ª vértebra torácica (T8), na fossa supraesternal (FS) e processo xifóide (PX) [Wu et al. 2005] (Figura 9.9). Este modelo tem origem no marcador da FS. O eixo vertical k (equação 5) é definido usando o ponto médio entre T8 e PX (equação 4) e o ponto médio da FS e C7 (equação 3), apontado para cima:

$$P_{Méd1} = 0{,}5 \times (\vec{P}_{FS} + \vec{P}_{C7}) \quad (3)$$

$$P_{Méd2} = 0{,}5 \times (\vec{P}_{PX} + \vec{P}_{T8}) \quad (4)$$

$$\hat{k} = \frac{P_{Méd1} - P_{Méd2}}{\|P_{Méd1} - P_{Méd2}\|} \quad (5)$$

O eixo médio-lateral i (equação 7) é determinado pela regra da mão direita, a partir do produto vetorial entre o eixo vertical k e vetor auxiliar criado a partir de C7 e o ponto médio entre FS e C7 (equação 6), apontando para direita.

$$\hat{v}_{Aux1} = \frac{P_{C7} - P_{Méd1}}{\|P_{C7} - P_{Méd1}\|} \quad (6)$$

$$\hat{\imath} = \frac{\hat{k} \times \hat{v}_{Aux1}}{\|\hat{k} \times \hat{v}_{Aux1}\|} \quad (7)$$

O eixo anteroposterior j (equação 8), é determinado pela regra da mão direita utilizando os vetores k e i, apontando para frente.

Figura 9.9. Representação do modelo biomecânico com marcadores na FS (fossa supraesternal), PX (processo xifóide), C7 e T8.

$$\hat{j} = \frac{\hat{k} \times \hat{i}}{\|\hat{k} \times \hat{i}\|} \qquad (8)$$

Fonte: próprio autor.

Apesar de ser sugerido pela SIB, dependendo da análise a ser realizada, o uso dessa recomendação pode não ser a ideal, pois o próprio seio ou alça de sutiã ou top podem encobrir alguns dos marcadores [Mills et al. 2014ab]. Outra restrição desse modelo biomecânico são os marcadores na coluna vertebral que, na necessidade de se utilizar o modelo de análise da curvatura geométrica da coluna vertebral [Brenzikofer et al. 2000; Campos et al. 2015], exige o posicionamento de marcadores em todo o segmento.

Um modelo biomecânico alternativo que utiliza marcadores apenas na parte anterior do tronco - na FS e nas bordas inferiores da 10ª costela direita e esquerda (CosD, CosE) - foi proposto [Scurr et al. 2011, 2010] (Figura 9.10). Este modelo tem origem no marcador FS. O eixo vertical k (equação 10) é definido usando o ponto médio entre a CosD e CosE e a FS (equação 9), apontando para cima.

$$P_{Méd1} = 0{,}5 \times (\vec{P}_{CosD} + \vec{P}_{CosE}) \qquad (9)$$

$$\hat{k} = \frac{P_{FS} - P_{Méd1}}{\|P_{FS} - P_{Méd1}\|} \qquad (10)$$

O eixo anteroposterior j (equação 13) é determinado pelo produto vetorial entre vetor auxiliar 1, criado a partir de CosD e FS (equação 11) e o vetor auxiliar 2, criado a partir de CosE e FS (equação 12), apontando para frente.

$$\hat{v}_{Aux1} = \frac{P_{CosD} - P_{FS}}{\|P_{CosD} - P_{FS}\|} \quad (11)$$

$$\hat{v}_{Aux2} = \frac{P_{CosE} - P_{FS}}{\|P_{CosE} - P_{FS}\|} \quad (12)$$

$$\hat{j} = \frac{\hat{v}_{Aux1} \times \hat{v}_{Aux2}}{\|\hat{v}_{Aux1} \times \hat{v}_{Aux2}\|} \quad (13)$$

O eixo médio-lateral i (equação 14) é determinado usando a regra da mão direita utilizando os vetores k e j, apontando para a direita.

$$\hat{i} = \frac{\hat{j} \times \hat{k}}{\|\hat{j} \times \hat{k}\|} \quad (14)$$

Figura 9.10. Representação do modelo biomecânico com marcadores na FS (fossa supraesternal) e costelas.

Fonte: próprio autor.

Contudo, este modelo biomecânico também pode possuir restrições, pois os marcadores fixados nas costelas podem não ser os mais adequados, devido à instabilidade promovida pela respiração [Chopra et al. 2006] e pelo movimento de tecidos moles [Heneghan and Balanos 2010], pois os marcadores estão localizados em uma região com altos níveis de gordura subcutânea, que pode reduzir a estabilidade do cálculo do segmento tronco [Mills et al. 2014a] e, assim, comprometer a construção dos eixos médio-lateral e vertical do sistema de coordenadas, interferindo nos resultados de deslocamento dos seios nessas direções [Mills et al. 2014b].

Recentemente, Mills et al. (2016) realizaram um estudo no qual compararam esses dois modelos existentes [Scurr et al. 2011, 2010; Wu et al. 2005] e um modelo modificado, usados para calcular o movimento do tronco e do seio durante corrida em esteira. O modelo modificado utiliza as recomendações da SIB (C7, T8, FS e PX) e adiciona dois marcadores, um a 1/3 da distância da FS ao PX (FS33) e o outro na metade da distância entre C7 e T8 (C750) (Figura 9.11), localizações possivelmente não encobertas pelo sutiã ou top. Este modelo é definido conforme segmento do modelo proposto pela SIB, eliminando a necessidade de PX e T8, caso sejam encobertos pelo sutiã. O modelo tem origem na FS. O eixo vertical k (equação 17) é definido usando o ponto médio entre FS33 e C750 (equação 16) e o ponto médio da FS e C7 (equação 15), apontado para cima:

$$P_{Méd1} = 0{,}5 \times (\vec{P}_{FS} + \vec{P}_{C7}) \quad (15)$$

$$P_{Méd2} = 0{,}5 \times (\vec{P}_{FS33} + \vec{P}_{C750}) \quad (16)$$

$$\hat{k} = \frac{P_{Méd1} - P_{Méd2}}{\|P_{Méd1} - P_{Méd2}\|} \quad (17)$$

O eixo médio-lateral i (equação 19) é determinado pela regra da mão direita, a partir do produto vetorial entre o eixo vertical k e vetor auxiliar criado a partir de C7 e o ponto médio entre FS e C7 (equação 18), apontando para a direita.

$$\hat{v}_{Aux1} = \frac{P_{C7} - P_{Méd1}}{\|P_{C7} - P_{Méd1}\|} \quad (18)$$

$$\hat{\imath} = \frac{\hat{k} \times \hat{v}_{Aux1}}{\|\hat{k} \times \hat{v}_{Aux1}\|} \quad (19)$$

O eixo anteroposterior j (equação 20) é determinado pela regra da mão direita utilizando os vetores k e i, apontando para frente.

$$\hat{j} = \frac{\hat{k} \times \hat{i}}{\|\hat{k} \times \hat{i}\|} \qquad (20)$$

Figura 9.11. Representação do modelo biomecânico com marcadores na FS (fossa supraesternal), PX (processo xifóide), FS33 (33% da distância de FS ao PX) e C750 (metade da distância de C7 a T8). Fonte: próprio autor.

Fonte: próprio autor.

Os autores concluíram que os dois modelos existentes poderiam ser usados para construir o tronco durante as condições de seio nu. Já o modelo modificado é recomendado quando as participantes utilizam sutiã uma vez que elimina a dependência do PX e T8, que podem ser encobertos pelo sutiã [Mills et al. 2016].

Apesar do exposto acima em relação às restrições apresentadas pelo modelo biomecânico da FS e costelas [Scurr et al. 2011, 2010], o modelo foi considerado o mais adequado para análise cinemática dos seios em uma revisão de literatura, pois, segundo os autores, os três pontos pertencem ao mesmo segmento (tronco), o que pode ser considerado um referencial estável [Zhou et al. 2011]. Além disso, este modelo biomecânico é o mais utilizado nos estudos de cinemática dos seios [Mills et al. 2015; Scurr et al. 2011, 2010; White et al. 2015] e é considerado o mais adequado para se realizar de forma concomitante à análise da postura vertebral utilizando o modelo de análise de curvatura geométrica da coluna vertebral [Brenzikofer et al. 2000; Campos et al. 2015].

Por fim, definido o sistema de coordenadas local do tronco e sua origem, determina-se a posição dos marcadores dos seios (anteriormente definida em relação ao sistema de coordenadas global) em relação ao tronco, conforme equação 21:

$$\vec{P}' = R(\vec{P} - \vec{O}) \qquad (21)$$

9.4 Implicações práticas da biomecânica na avaliação de materiais esportivos

A busca pelo entendimento de como novas tecnologias melhoram o desempenho aumentou. Recentemente, estudos em relação à influência de roupas de compressão na corrida demonstraram que aparentemente o uso dessas roupas pode melhorar ligeiramente as variáveis ligadas ao desempenho, por meio de melhorias na economia de corrida, variáveis biomecânicas, percepção e temperatura muscular, além de possivelmente reduzir a dor muscular, danos e inflamação durante a recuperação [Engel et al. 2016]. Além das roupas de compressão, materiais como sutiã, tops esportivos e tênis têm sido alvo de estudos em biomecânica.

O sutiã atua como um apoio externo para os seios [McGhee et al. 2013; Risius et al. 2017], pois limita os movimentos verticais e laterais dos mesmos em relação ao corpo. Além disso, características como elevação mecânica e compressão do seio proporcionado pelo sutiã podem ser suficientes para a redução da dor em mulheres com seios grandes e pequenos, respectivamente [Gehlsen and Stoner 1987; Lorentzen and Lawson 1987; Mason et al. 1999]. Um estudo analisou o deslocamento dos seios durante caminhada e corrida em esteira em quatro condições de suporte para os seios: seio nu, sutiã cotidiano (baixo impacto) (Figura 9.12A), top esportivo de encapsulamento (alto impacto) e top esportivo de compressão (médio impacto) (Figura 9.12B). Os resultados demonstraram que durante a caminhada o deslocamento foi igual em todos os planos, sugerindo que para a caminhada um sutiã cotidiano poderia ser utilizado por mulheres com seios grandes. No entanto, com o aumento da velocidade da marcha, o componente vertical de deslocamento do seio aumentou até 50%. Apesar disso, os autores sugerem que o uso do top esportivo pode reduzir o movimento dos seios em 59% [Scurr et al. 2011].

Figura 9.12. Representação de A: sutiã modelo tradicional. B: Modelo top de encapsulamento e de compressão, respectivamente. Adaptado: Mvtver

Fonte: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Encapsulation_and_compression_sports_bras.gif), Encapsulation and compression sports bras, Color by Leme, J C, https://creativecommons.org/publicdomain/zero/1.0/legalcode.

Outros estudos realizados com diferentes tipos de suporte para os seios durante a corrida demonstraram redução da magnitude de deslocamento e velocidade dos seios com o aumento do suporte por meio de um top esportivo [Scurr et al. 2010], redução das variáveis deslocamento, velocidade e aceleração com alto suporte de seio promovido por top esportivo [Risius et al. 2017], redução do deslocamento com uso de top esportivo [Mason et al. 1999], redução do deslocamento, da velocidade anteroposterior e vertical e na aceleração vertical com alto suporte de seio [White et al. 2015]. O top esportivo também ofereceu uma redução do deslocamento dos seios durante dois tipos de nado quando comparado com as condições seio nu e maiô [Mills and Lomax and et al. 2014]. No entanto, apesar da reconhecida eficácia do uso de suportes apropriados na redução do movimento dos seios durante exercícios físicos [Brown et al. 2014], estudos sugerem que apenas 41% das mulheres [Bowles et al. 2008] e 13% das adolescentes [McGhee et al. 2010] que praticam exercícios fazem uso do top esportivo.

Ainda, outro material esportivo que tem recebido atenção dos pesquisadores em biomecânica é o tênis esportivo. O tênis moderno (Figura 9.13A) apresenta um forte sistema de amortecimento, com calcanhares elevados, entressola grossa, sustentação do arco e controle do movimento e vem sendo recomendado como padrão ouro para prevenção de lesões durante a corrida [Bonacci et al. 2013; Richards et al. 2009]. Isso ocorre devido ao amortecimento, suporte e estabilidade proporcionado pelo calçado que podem desempenhar um papel importante na redução de impacto e da pronação excessiva do retropé, fatores relacionados a lesões por excesso de repetição durante a corrida [Hagen and Hennig 2009; Van Mechelen 1992]. No entanto, estudos divergentes sugerem que tênis de corrida modernos oferecem uma pobre proteção contra lesões e que podem causar sobrecarga crônica [Robbins and Gouw 1990]. Ainda, tem sido sugerido que tênis de corrida com sola almofadada podem reduzir o desempenho, aumentar o risco de lesões, limitar a propriocepção e aumentar forças de reação do solo em corredores com pisada em retropé [Lieberman et al. 2010]. Por esses motivos, a corrida descalça e com tênis minimalista (Figura 9.13B) também vem sendo investigada, pois existem divergências em relação às lesões e desempenho entre a corrida calçada e descalça.

Figura 9.13. Representação de A: tênis modelo tradicional e B: modelo minimalista.

Fonte: próprio autor.

A corrida descalça parece beneficiar os corredores por meio de um potencial de risco de lesão reduzido e corrida mais econômica [Tam et al. 2014]. Ainda, foi levantada a teoria de que os seres humanos desenvolveram adaptações para otimizar a corrida descalça e que a biomecânica de tal estilo minimizaria os picos de impacto, aumentaria a força e o uso do feedback sensorial da região plantar do pé, e esse aumento da propriocepção poderia ser suficiente para corredores serem menos propensos a caírem e sofrerem entorses, auxiliando a prevenir lesões [Lieberman 2012]. A partir da corrida descalça, uma proposta alternativa surgiu com os tênis de corrida minimalistas.

Esse tipo de calçado possui um perfil mais baixo, maior flexibilidade da sola, redução do drop (diferença em milímetros entre a altura do pé ao chão, entre os dedos e o calcanhar), redução da falta de controle do movimento e características de amortecimento típicos dos tênis de corrida convencionais [Bonacci et al. 2013]. Os defensores do tênis minimalista sugerem que estes reduzem o risco de lesões [Barcellona et al. 2017; Lieberman 2012; Tam et al. 2014] e que refletem em uma corrida mais econômica quando comparado ao tênis tradicional [Perl et al. 2012].

Embora exista uma considerável quantidade de estudos que avaliem a biomecânica da corrida com diferentes tipos de calçados (minimalistas e tradicionais), ainda há uma carência de estudos com foco nos movimentos do tronco e, especialmente, de investigações a respeito da eficiência dos calçados esportivos nos deslocamentos dos seios. Diante disso, encontra-se em andamento, no Laboratório de Biomecânica Aplicada da Universidade Estadual de Londrina, aprovado pelo comitê de ética (parecer n. 2.049.786, CAAE n. 65911217.9.0000.5231), uma pesquisa cujo foco é avaliar diferentes combinações entre modelos de calçados e tops esportivos no movimento do tronco e movimento dos seios em mulheres.

A pesquisa contou com a participação de 32 mulheres. Após anamnese e coleta das medidas corporais, foi realizada a colocação de marcadores reflexivos (planos, de 12mm X 8mm) (Figura 1.6) sobre a coluna vertebral da participante, conforme protocolo já descrito [Campos et al. 2015]. Para a análise da cinemática dos seios foram posicionados marcadores reflexivos no tronco, conforme protocolo de Scurr et al. (2010,2011) (Figura 1.10). O deslocamento desses marcadores foram registrados por meio de câmeras do Sistema Optitrack® (Natural Point, EUA).

Foram utilizados para a pesquisa os seguintes materiais: top esportivo de alto suporte (Nike Pro Rival), com tecido dri-fit, costas modelo nadador com abertura, sutiã cotidiano (próprio da participante), tênis minimalista (Nike Free Distance 2) e tênis tradicional (Adidas Response Boost LT). Todas as combinações entre calçados (descalço, tênis minimalista e tradicional) e suportes (seio nu, sutiã e top esportivo) foram investigadas. As participantes realizaram a tarefa que consistiu em caminhar e correr sobre uma esteira. As condições foram realizadas com um período de 1 minuto, primeiramente a 5 km/h, depois disso a velocidade foi aumentada de forma constante para 7 km/h e, por fim, foi aumentada para 10 km/h.

Os resultados preliminares da pesquisa sugerem que não houve uma combinação de suporte e calçado capaz de diminuir as curvaturas da coluna vertebral, no entanto, isoladamente, o top esportivo e o tênis minimalista promoveram mais adaptações na coluna que os demais materiais, reduzindo as curvaturas neste segmento corporal. Para a cinemática dos seios, os resultados demonstraram que o suporte é eficaz para diminuir o movimento das mamas, sendo o top esportivo o responsável por menores deslocamentos. No entanto, aparentemente os calçados investigados na pesquisa não apresentaram influência sobre a mecânica dos seios.

9.5 Análise do movimento sob a perspectiva da Ciência da Computação

A realização de pesquisa inter e multidisciplinar é de grande interesse da Ciência da Computação sob a perspectiva de práticas e procedimentos associados ao comumente chamado de e-Science. e-Science refere-se a explorações científicas baseadas no uso de recursos computacionais que se desenvolvem e fazem uso de computação e comunicação de redes de grande escala visando apoiar novos métodos de coleta de dados, organização, acesso distribuído, análise, visualização, disseminação e arquivamento que são habilitados por avanços na ciber-infra-estrutura. e-Science é um aspecto importante da investigação orientada para ferramentas, preocupado com o desenvolvimento de novos métodos, algoritmos e sistemas para apoiar os cientistas em suas atividades de pesquisa científica.

O objetivo é apoiar o processo de descoberta científica e de conhecimento por meio da análise de grandes volumes de dados, geralmente acessíveis através de uma rede, aproveitando-se de recursos computacionais de alto desempenho. e-Science unifica teoria, experimento e simulação, oferecendo soluções para uma ampla gama de problemas genéricos geralmente enfrentados em diferentes disciplinas [Bohle 2013; Hey et al. 2009]: coleta de dados, gestão de grandes volumes de dados, integração de dados, organização de dados, compartilhamento de dados, consulta de informações, visualização da informação, modelagem e treinamento, documentação de simulações e experimentos, curadoria de dados, e preservação a longo prazo.

A análise de movimento em geral, e em problemas voltados à avaliação de material esportivo, trata de temas de interesse em várias áreas da Ciência da Computação, incluindo, por exemplo, Ciência de Dados, Reconhecimento de Padrões, Visão Computacional, Aprendizado de Máquina, Processamento de Imagem, Visualização de Informação, dentre outras. Temas de pesquisa em Ciência da Computação vão desde questões de armazenamento (como armazenar, indexar e buscar séries temporais associadas a dados de movimento), até o uso de técnicas detecção de padrões visando à caracterização de propriedades biomecânicas similares e diferentes em materiais esportivos, a partir de dados espaço-temporais multidimensionais.

Neste trabalho, propomos uma visão interdisciplinar, que modela dados biomecânicos como dados complexos. Dados complexos compreendem o universo de dados não estruturados, semiestruturados e multimodais, e abrangem uma ampla variedade de dados como imagem, vídeo, séries temporais, grafos, dentre outros. Embora pesquisas independentes tenham sido desenvolvidas nos últimos anos para lidar com cada um desses tipos de dados, podemos criar um quadro coerente para trabalhar com estes dados cujo tratamento é feito até hoje de forma ad hoc. Este cenário exige a criação de novos sistemas de informação para apoiar o acesso e recuperação de dados de forma eficaz e eficiente. Eficácia se refere à qualidade dos resultados fornecidos por esses sistemas, enquanto a eficiência refere-se à capacidade do sistema de retornar/processar dados tão rápido quanto possível.

Uma dimensão de análise refere-se à Interação Humano-Computador (IHC). Devido à miniaturização e comoditização das tecnologias, a área de HCI mudou significativamente nos últimos anos. Artefatos digitais tornaram-se onipresentes e permeiam todos os aspectos da vida. Hoje, o "Human" inclui pessoas com diversas capacidades, preferências e perfis. O "computador" se apresenta em diversas formas, de sensores em miniatura para dispositivos móveis vestíveis, a telas grandes, ou vastos recursos de computação e de armazenamento, acessíveis em redes de qualquer lugar. "Interação" ocorre em diversos contextos heterogêneos.

Questões relevantes não são apenas relacionados com a nossa interação com a tecnologia, mas também com a

forma como a tecnologia molda a nossa interação com outras pessoas. Ao ser inserido em nosso meio, tangíveis, onipresentes, e interfaces de usuários "naturais" torna mais importante considerar também os não-usuários e o impacto social do projeto e do uso da tecnologia. Embora HCI sempre tenha sido multidisciplinar, este contexto exige novas abordagens teóricas e metodológicas, a fim de conceber, projetar, implementar e avaliar sistemas [Baranauskas 2014; Bødker 2006; Rogers 2011]. Neste cenário, verifica-se a demanda pelo desenvolvimento de novos métodos para apoiar a visualização de dados e sua representação, trabalhando a partir de grandes conjuntos de dados que representam sistemas dinâmicos envolvendo dados complexos que se modificam ao longo do tempo [Lucena et al. 2016; Mariano et al. 2018].

Várias questões de pesquisa em aberto relacionadas ao acesso de dados complexos ainda precisam ser enfrentadas, em especial quando se trata de grandes conjuntos de dados multidimensionais temporais -- o que consideramos em nossa perspectiva multidisciplinar para avaliação de material esportivo a partir de dinâmicas biomecânicas. Um exemplo inclui a extração de características discriminantes, robustas, compacta e sem ruído de séries temporais e/ou dados multidimensionais [Faria et al. 2016]. Para consultas complexas em coleções heterogêneas, recursos de baixo nível, muitas vezes não podem descrever adequadamente a rica intenção semântica de uma consulta, nem os conceitos de alto nível encontrados dentro de dados multimídia complexos (gap semântico). Explorar simultaneamente diferentes fontes de informação é uma abordagem utilizada para reduzi-la. Os objetivos dessas estratégias são de tirar proveito de informações complementares fornecidas por diferentes fontes.

Outra questão é que diferentes usuários, muitas vezes têm diferentes interpretações de um dado complexo, o que, consequentemente, torna a tarefa de classificação ou recuperação muito mais difícil. Além disso, os usuários não podem definir adequadamente seu interesse e sistemas de busca/classificação, muitas vezes têm de lidar com consultas mal definidas. Para tornar os sistemas adaptáveis a diferentes usuários, foram propostas abordagens de realimentação de relevância. Nestes sistemas de busca interativas, os usuários podem implicitamente refinar os resultados de recuperação/classificação, fornecendo explicitamente feedback acerca da relevância de itens presentes nos resultados. O sistema pode usar essas informações para expandir consultas e melhorar os modelos internos de aprendizagem, proporcionando novos resultados que são supostamente melhores e atendem às necessidades dos usuários.

Vários estudos têm demonstrado a capacidade dos sistemas de feedback de relevância para a melhoria tanto da eficácia da recuperação/classificação quanto da satisfação do usuário [Pedronette et al. 2015]. No entanto, com bastante freqüência, muitos itens de grande relevância não representam um ganho de informação significativo. Sistemas de busca/classificação têm que ser adaptáveis para responder às perguntas ambíguas ou subespecificadas que surgem quando a mesma representação de consulta está associada a algumas e, possivelmente, várias intenções de busca. Os usuários não podem descrever adequadamente as suas necessidades através de um conjunto de palavras-chave, uma frase ou até mesmo a partir da definição de uma série temporal como entrada.

Não só a eficácia, mas também a eficiência precisa ser levada em conta durante a concepção de sistemas de acesso de dados. Normalmente, as estratégias rápidas de pesquisa contam com o uso de esquemas de indexação eficazes [Teodoro et al. 2014]. No entanto, dados complexos normalmente são representados como pontos em espaços de alta dimensão. Neste cenário, esquemas de indexação tradicionais, que executam razoavelmente bem para um pequeno número de dimensões, apresentam um mau desempenho.

Como detectar padrões de interesse em grandes volumes de séries temporais multidimensionais? O tratamento de questões deste tipo usualmente demanda a definição de técnicas apropriadas de aprendizado de máquina. Desafios comuns enfrentados pelos sistemas típicos de aprendizado de máquina incluem a gestão de um número arbitrariamente grande de objetos, classes e propriedades. Não obstante, não há solução que resolve todos os problemas. Não é possível caracterizar todos os objetos de diferentes domínios com o mesmo método de descrição, nem é possível utilizar o mesmo método de aprendizagem para alcançar bons resultados em qualquer tipo de aplicação [Faria et al. 2014]. Na prática, os algoritmos de fusão buscam combinar diferentes métodos de descrição e aprendizagem para alcançar melhores resultados.

Outro desafio refere-se à falta de dados para a aprendizagem. Na maioria das vezes, não precisamos, não te-

mos acesso ou não estamos cientes de todas as classes possíveis a serem consideradas em um dado problema, um cenário típico em pesquisa envolvendo dados de movimento [Mendes Júnior et al. 2017]. O problema de reconhecimento em cenário aberto tem recebido apenas tratamento limitado na literatura de reconhecimento de padrões. Isso abre um novo espaço para a investigação em Ciência da Computação. Os principais problemas a serem abordados incluem a questão da existência de conjuntos de treinamento pequenos e assimétricos. Algoritmos de aprendizado de máquina têm alta complexidade computacional e, portanto, não são escaláveis para milhões de registros. A adaptação desses algoritmos para conjuntos de dados de grande escala é um tema de pesquisa em evolução. O manuseio de várias modalidades (por exemplo, baseadas em propriedades de contorno) também aumenta a complexidade das tarefas de aprendizagem, uma vez que consultas diferentes podem exigir que o sistema dê mais importância a uma modalidade específica. Outros desafios referem-se à falta de dados corretamente rotulados, benchmarks e protocolos experimentais para avaliar algoritmos de aprendizado de máquina utilizados na implementação de serviços de acesso de dados direcionados a grandes coleções, não se esquecendo do custo computacional de memória e armazenamento.

Em resumo, a análise do movimento abre perspectivas promissoras para o avanço do estado da arte em Ciência de Computação. Por sua vez, avanços em Ciência da Computação, a partir da criação de modelos, algoritmos e ferramentas, potencialmente beneficia disciplinas, como a Biomecânica, que pode lançar mão desses recursos computacionais para também avançar o "seu" estado da arte. Nesta interação de win-win, a Ciência se fortalece.

9.6 Considerações finais

O objetivo do capítulo foi apresentar a abordagem interdisciplinar utilizando-se de conceitos da Física, Matemática e Ciências da Computação na análise de movimento da coluna e dos seios durante movimentos esportivos em mulheres. A análise cinemática da marcha e corrida em mulheres apresentou grandes avanços nos últimos anos ao se preocupar com demandas próprias das mulheres, como a avaliação do movimento dos seios. No entanto, poucos estudos levam em consideração a análise de novas tecnologias (vestimenta, calçados) e o seu efeito no movimento dos seios concomitante à análise da coluna vertebral de mulheres.

A análise quantitativa da coluna vertebral tem sido realizada por meio de diferentes métodos, registrando a coluna de maneira estática ou dinâmica, dividindo-a em segmentos rígidos. No entanto, um novo modelo matemático foi descrito na literatura e permite a análise da coluna vertebral como um todo durante situações dinâmicas. Além disso, os modelos biomecânicos de tronco apresentaram adequações para a análise da cinemática dos seios, utilizando pontos anatômicos de referência que não fossem encobertos pelo sutiã ou que pudessem ser utilizados concomitantemente com o modelo de curvaturas geométricas da coluna. Por fim, sugere-se que novos estudos caminhem em direção à abordagens interdisciplinares, aliadas à Ciência da Computação e as suas inúmeras ferramentas de análise e extração de dados, visando a análise de movimento integrada e multifatorial com foco na eficiência de diferentes materiais tecnológicos nas diversas modalidades esportivas

Agradecimentos

Os autores agradecem à Fundação Araucária (Convênio nº 001/2017, Protocolo 3825), ao CNPq (#307560/2016-3), à FAPESP (#2014/12236-1, #2015/24494-8, #2016/50250-1, e #2017/20945-0) e ao Instituto Virtual FAPESP-Microsoft (#2013/50155-0, #2013/50169-1, e #2014/50715-9). O presente trabalho foi realizado com o apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001.

Referências

Amadio, A. C. and Serrão, J. C. (2011). A biomecânica em educação física e esporte. Revista Brasileira de Educação Física e Esporte, v. 25, p. 15–24.

Baranauskas, M. C. C. (2014). Social Awareness in HCI. Interactions, v. 21, n. 4, p. 66–69.

Barcellona, M. G., Buckley, L., Palmer, L. J. M., et al. (2017). The effect of minimalist footwear and instruction on running: an observational study. BMJ Open Sport & Exercise Medicine, v. 3, n. 1, p. 1–8.

Bødker, S. (2006). When second wave HCI meets third wave challenges. In NordiCHI '06: Proceedings of the 4th Nordic Conference on Human-Computer Interaction, Oslo, Norway, October 14-18, 2006, page 1–8, New York, NY, USA. ACM.

Bohle, S. (2013). What is E-science and How Should it Be Managed? Scientific and Medical Libraries. Scilogs. Nature and Spektrum der Wissenshaft. Retrieved from http://www.scilogs.com/scientific_and_medical_libraries/what-is-e-science-and-how-should-it--be-managed/.

Bonacci, J., Saunders, P. U., Hicks, A., et al. (2013). Running in a minimalist and lightweight shoe is not the same as running barefoot: a biomechanical study. British Journal of Sports Medicine, v. 47, n. 6, p. 387–92.

Bowles, K.-A., Steele, J. R. and Munro, B. (2008). What are the breast support choices of Australian women during physical activity? British Journal of Sports Medicine, v. 42, n. 8, p. 670–673.

Brenzikofer, R., Barros, R. M. L. De, Lima Filho, E. C. and Toma, E. (2000). Alterações no dorso e coluna vertebral durante a marcha. Revista Brasileira de Biomecânica, v. 1, n. 1, p. 21–26.

Brown, N., White, J., Brasher, A. and Scurr, J. (2014). An investigation into breast support and sports bra use in female runners of the 2012 London Marathon. Journal of Sports Sciences, v. 32, n. 9, p. 801–809.

Burbage, J. and Cameron, L. (2017). An investigation into the prevalence and impact of breast pain, bra issues and breast size on female horse riders. Journal of Sports Sciences, v. 35, n. 11, p. 1091–1097.

Campos, M. H. (2010). Sistema de análise de movimento para avaliação da postura vertebral durante a corrida no teste de esforço máximo incremental. Universidade Estadual de Campinas.

Campos, M. H., Alaman, L. I. F., Seffrin-Neto, A. A., et al. (2017). The geometric curvature of the lumbar spine during restricted and unrestricted squats. The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness, v. 57, n. 6, p. 773–781.

Campos, M. H., De Paula, M. C., Deprá, P. P. and Brenzikofer, R. (2015). The geometric curvature of the spine of runners during maximal incremental effort test. Journal of Biomechanics, v. 48, n. 6, p. 969–975.

Chopra, S., Dinshaw, K. A., Kamble, R. and Sarin, R. (2006). Breast movement during normal and deep breathing, respiratory training and set up errors: implications for external beam partial breast irradiation. The British Journal of Radiology, v. 79, n. 945, p. 766–773.

Chorley, J. N., Cianca, J. C., Divine, J. G. and Hew, T. D. (2002). Baseline injury risk factors for runners starting a marathon training program. Clinical Journal of Sport Medicine, v. 12, p. 18–23.

Conti, G., Cristofolini, L., Juszczyk, M., Leardini, A. and Viceconti, M. (2008). Comparison of three standard anatomical reference frames for the tibia-fibula complex. Journal of Biomechanics, v. 41, n. 16, p. 3384–3389.

Crosbie, J., Vachalathiti, R. and Smith, R. (1997). Patterns of spinal motion during walking. Gait and Posture, v. 5, n. 1, p. 6–12.

Dixon, S. J., Collop, A. C. and Batt, M. E. (2000). Surface effects on ground reaction forces and lower extremity kinematics in running. Medicine & Science in Sports & Exercise, v. 32, n. 11, p. 1919–1926.

Engel, F. A., Holmberg, H. C. and Sperlich, B. (2016). Is There Evidence that Runners can Benefit from Wearing Compression Clothing? Sports Medicine, p. 1–14.

Estep, A., Morrison, S., Caswell, S., Ambegaonkar, J. and Cortes, N. (2018). Differences in pattern of variability for lower extremity kinematics between walking and running. Gait and Posture, v. 60, n. April 2017, p. 111–115.

Faria, F. A., Almeida, J., Alberton, B., Leonor, P. C. M. and Torres, R. da S. (2016). Fusion of time series representations for plant recognition in phenology studies. Pattern Recognition Letters, v. 83, p. 205–214.

Faria, F. A., Santos, J. A., Rocha, A. and Torres, R. da S. (2014). A framework for selection and fusion of pattern classifiers in multimedia recognition. Pattern Recognition Letters, v. 39, p. 52–64.

Federolf, P., Maurer, C., Baltich, J. and Nigg, B. M. (2012). Shoe midsole hardness, sex and age effects on lower extremity kinematics during running. Journal of Biomechanics, v. 45, n. 9, p. 1692–1697.

Findikcioglu, K., Findikcioglu, F., Ozmen, S. and Guclu, T. (2007). The impact of breast size on the vertebral column: A radiologic study. Aesthetic Plastic Surgery, v. 31, n. 1, p. 23–27.

Gehlsen, G. and Stoner, L. (1987). The female breast in sports and exercise. Sports Women., v. 24, p. 13–22.

Godinho, R. R. de S., Ueta, R. H. S., Curto, D. Del, et al. (2011). Measurement of the scoliotic curve by cobb technique for intra-observer and inter-observer and its clinical significance. Coluna/Columna, v. 10, n. 3, p. 216–220.

Hagen, M. and Hennig, E. M. (2009). Effects of different shoe-lacing patterns on the biomechanics of running shoes. Journal of Sports Sciences, v. 27, n. 3, p. 267–275.

Hall, S. (2016). Biomecânica Básica. 7. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.

Hamill, J., Knutzen, K. M. and Derrick, T. R. (2015). Biomechanical basis of human movement. 4. ed. Lippincott Williams & Wilkins.

Hannigan, J. J., Osternig, L. R. and Chou, L.-S. (2018). Sex-specific relationships between hip strength and hip, pelvis, and trunk kinematics in healthy runners. Journal of Applied Biomechanics, v. 34, n.1, p. 76–81.

Heneghan, N. R. and Balanos, G. M. (2010). Soft tissue artefact in the thoracic spine during axial rotation and arm elevation using ultrasound imaging: A descriptive study. Manual Therapy, v. 15, n. 6, p. 599–602.

Hey, T., Tansley, S. and Tolle, K. (2009). The fourth paradigm: data-intensive scientific discovery. Microsoft Research.

Iunes, D. H., Monte-Raso, W., Santos, C. B. A., Castro, F. A. and Salgado, H. S. (2008). A influência postural do salto alto em mulheres adultas : análise por biofotogrametria computadorizada. Revista Brasileira de Fisioterapia, v.12, n. 6, p. 441–446.

Lee, M. C., Solomito, M. and Patel, A. (2013). Supine magnetic resonance imaging cobb measurements for idiopathic scoliosis are linearly related to measurements from standing plain radiographs. Spine, v. 38, n. 11.

Lieberman, D. E. (2012). What we can learn about running from barefoot running: an evolutionary medical perspective. Exercise Sport Sciences Reviews, v. 40, n. 2, p. 63–72.

Lieberman, D. E., Venkadesan, M., Werbel, W. A., et al. (2010). Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. Nature, v. 463, n. 7280, p. 531–535.

Lorentzen, D. and Lawson, L. (1987). Selected Sports Bras: A Biomechanical Analysis of Breast Motion While Jogging. Physician and Sportsmedicine, v. 15, n. 5, p. 128–139.

Lucena, T. F. R., Rosa, S. R. F., Miosso, C. J., et al. (2016). Walking and health: an enactive affective system. Digital Creativity, v. 27, n. 4, p. 314–333.

Mariano, G. C., Staggemeier, V. G., Morellato, L. P. C. and Torres, R. da S. (2018). Multivariate cyclical data visualization using radial visual rhythms: A case study in phenology analysis. Ecological Informatics, v. 46, p. 19–35.

Mason, B. R., Page, K. A. and Fallon, K. (1999). An analysis of movement and discomfort of the female breast during exercise and the effects of breast support in three cases. Journal of Science and Medicine in Sport, v. 2, n. 2, p. 134–144.

McClay, I. and Manal, K. (1998). A comparison of three-dimensional lower extremity kinematics during running between excessive pronators and normals. Clinical Biomechanics, v. 13, n. 3, p. 195–203.

McGhee, D. E., Steele, J. R. and Munro, B. J. (2010). Breast support education improves bra knowledge and bra wearing behaviour in young female athletes: a randomised controlled trial. Journal of Physiotherapy, v. 56, p. 16–24.

McGhee, D. E., Steele, J. R., Zealey, W. J. and Takacs, G. J. (2013). Bra-breast forces generated in women with large breasts while standing and during treadmill running: Implications for sports bra design. Applied Ergonomics, v. 44, n. 1, p. 112–118.

Mendes Júnior, P. R., Souza, R. M. De, Werneck, R. de O., et al. (2017). Nearest neighbors distance ratio open-set classifier. Machine Learning, v. 106, n. 3, p. 359–386.

Mills, C., Ayres, B. and Scurr, J. (2015). Breast support garments are ineffective at reducing breast motion during an aqua aerobics jumping exercise. Journal of Human Kinetics, v. 46, p. 49–58.

Mills, C., Lomax, M., Ayres, B. and Scurr, J. (2014). The movement of the trunk and breast during front crawl and breaststroke swimming. Journal of Sports Sciences, v. 33, n. 4, p. 427–436.

Mills, C., Loveridge, A., Milligan, A., Risius, D. and Scurr, J. (2014a). Is torso soft tissue motion really an artefact within breast biomechanics research? Journal of Biomechanics, v. 47, n. 11, p. 2606–2610.

Mills, C., Loveridge, A., Milligan, A., Risius, D. and Scurr, J. C. (2014b). Can axes conventions of the trunk reference frame influence breast displacement calculation during running. Journal of Biomechanics, v. 47, n. 2, p. 575–578.

Mills, C., Loveridge, A., Milligan, A. and Scurr, J. C. (2016). Trunk marker sets and the subsequent calculation of trunk and breast kinematics during treadmill running. Textile Research Journal, v. 86, n. 11, p. 1128–1136.

Paula, M. C. De, Campos, M. H., Meirelles, A. A., De Moraes, M. A. A. and Brenzikofer, R. (2009). Relação da amplitude de movimento da coluna vertebral, do comprimento e da frequência da passada com a velocidade de marcha e corrida. Revista Brasileira de Biomecânica, v. 10, n. 18, p. 1–8.

Paula, M. C. De, Campos, M. H., Meirelles, A. A., De Moraes, M. A. A. and Brenzikofer, R. (2011). Efeitos de uma programa de exercicio na postural vertebral de indivíduos com lombalgia. Pensar a Prática, v. 14, n. 2, p. 1–13.

Pedronette, D. C. G., Calumby, R. T. and Torres, R. da S. (2015). A semi-supervised learning algorithm for relevance feedback and collaborative image retrieval. EURASIP Journal on Image and Video Processing, v. 2015, n. 1, p. 1–15.

Perl, D. P., Daoud, A. I. and Lieberman, D. E. (2012). Effects of footwear and strike type on running economy. Medicine and Science in Sports and Exercise, v. 44, n. 7, p. 1335–1343.

Richards, C. E., Magin, P. J. and Callister, R. (2009). Is your prescription of distance running shoes evidence-based? British Journal of Sports Medicine, v. 43, n. 3, p. 159–162.

Risius, D., Milligan, A., Berns, J., Brown, N. and Scurr, J. (2017). Understanding key performance indicators for breast support: An analysis of breast support effects on biomechanical, physiological and subjective measures during running. Journal of Sports Sciences, v. 35, n. 9, p. 842–851.

Risius, D., Milligan, A., Mills, C. and Scurr, J. (2015). Multiplanar breast kinematics during different exercise modalities. European Journal of Sport Science, v. 15, n. 2, p. 111–117.

Robbins, S. E. and Gouw, G. J. (1990). Athletic footwear and chronic overloading. A brief review. Sports Medicine, v. 9, n. 2, p. 76–85.

Robertson, G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G. and Whittlesey, S. N. (2013). Research Methods in Biomechanics. 2. ed. Human Kinetics.

Rogers, Y. (2011). Interaction Design Gone Wild: Striving for Wild Theory. Interactions, v. 18, n. 4, p. 58–62.

Sacco, I. C. N., Alibert, S., Queiroz, B. W. C., et al. (2007). Confiabilidade da fotogrametria em relação a goniometria para avaliação postural de membros inferiores. Revista Brasileira de Fisioterapia, v. 11, n. 5, p. 411–417.

Sacco, I. C. N., Picon, A. P., Ribeiro, A. P., et al. (2012). Effect of image resolution manipulation in rearfoot angle measurements obtained with photogrammetry. Brazilian Journal of Medical and Biological Research, v. 45, p. 806–810.

Saunders, S. W., Schache, A., Rath, D. and Hodges, P. W. (2005). Changes in three dimensional lumbo-pelvic kinematics and trunk muscle activity with speed and mode of locomotion. Clinical Biomechanics, v. 20, n. 8, p. 784–793.

Schache, A. G., Blanch, P., Rath, D., Wrigley, T. and Bennell, K. (2002). Three-dimensional angular kinematics of the lumbar spine and pelvis during running. Human Movement Science, v. 21, n. 2, p. 273–293.

Scurr, J. C., White, J. L. and Hedger, W. (2010). The effect of breast support on the kinematics of the breast during the running gait cycle. Journal of Sports Sciences, v. 28, n. 10, p. 1103–1109.

Scurr, J., White, J. and Hedger, W. (2009). Breast displacement in three dimensions during the walking and running gait cycles. Journal of Applied Biomechanics, v. 25, n. 4, p. 322–329.

Scurr, J., White, J. and Hedger, W. (2011). Supported and unsupported breast displacement in three dimensions across treadmill activity levels. Journal of Sports Sciences, v. 29, n. 1, p. 55–61.

Singla, D. and Veqar, Z. (2014). Methods of postural assessment used for sports persons. Journal of Clinical and Diagnostic Research, v. 8, n. 4, p. 2–5.

Smoliga J. M. (2007). Kinematic And Electromyographic Analysis Of The Legs, Torso, And Arms During An Exhaustive Run. University of Pittsburgh.

Tam, N., Astephen Wilson, J. L., Noakes, T. D. and Tucker, R. (2014). Barefoot running: an evaluation of current hypothesis, future research and clinical applications. British Journal of Sports Medicine, v. 48, n. 5, p. 349–55.

Teodoro, G., Valle, E., Mariano, N., et al. (2014). Approximate similarity search for online multimedia services on distributed CPU-GPU platforms. VLDB Journal, v. 23, n. 3, p. 427–448.

Tommaselli, A. M. G., Silva, J. F. C., Hasegawa, J. K., Galo, M. and Poz, A. P. D. (1999). FOTOGRAMETRIA : aplicações a curta distância. Perfil Científico Educacional. Presidente Prudente, São Paulo: . p. 147–159.

Vacari, D. A., Ulbricht, L., Schneider, F. K. and Neves, E. B. (2013). Principais métodos de diagnóstico postural da coluna lombar. Revista da Educacao Fisica da UEM, v. 24, n. 2, p. 305–315.

Van der Worp, M. P., De Wijer, A., Van Cingel, R., et al. (2016). The 5- or 10-Km marikenloop run: A prospective study of the etiology of running-related injuries in women. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, v. 46, n. 6, p. 462–470.

Van Mechelen, W. (1992). Running injuries: A review of the epidemiological literature. Sports Medicine, v. 14, n. 5, p. 320–335.

Vrtovec, T., Pernuš, F. and Likar, B. (2009). A review of methods for quantitative evaluation of spinal curvature. European Spine Journal, v. 18, n. 5, p. 593–607.

White, J., Mills, C., Ball, N. and Scurr, J. (2015). The effect of breast support and breast pain on upper-extremity kinematics during running: implications for females with large breasts. Journal of Sports Sciences, v. 33, n. 19, p. 2043–2050.

Whittle, M. W. and Levine, D. (1999). Three-dimensional relationships between the movements of the pelvis and lumbar spine during normal gait. Human Movement Science, v. 18, n. 5, p. 681–692.

Williams, K. R. and Cavanagh, P. R. (1987). Relationship between distance running mechanics, running economy, and performance. Journal of Applied Physiology, v. 63, n. 30, p. 1236–1245.

Winter, D. A. (1990). Biomechanics and motor control of human movement. 2. ed. New York: John Wiley & Sons, Inc.

Wu, G., Helm, F. C. T. Van Der, Veeger, H. E. J. D., et al. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion — Part II : shoulder , elbow , wrist and hand. Journal of Biomechanics, v. 38, p. 981–992.

Zhou, J., Yu, W. and Ng, S.-P. (2011). Methods of studying breast motion in sports bras: a review. Textile Research Journal, v. 81, n. 12, p. 1234–1248.

Zhou, J., Yu, W. and Ng, S.-P. (2013). Identifying effective design features of commercial sports bras. Textile Research Journal, v. 83, n. 14, p. 1500–1513.

10. UMA REVISÃO SISTEMÁTICA: SISTEMAS DE APOIO À DECISÃO APLICADOS À DISFAGIA

Cynthia Moreira Maia[1], Dra. Cicilia Raquel Maia Leite[2], Dr. Patricio de Alencar Silva[2] e Dr. Paulo Gabriel Gadelha Queiroz[2]

1.Bacharel. Programa de Pós Graduação em Ciência da Computação-Universidade do Estado do Rio Grande do Norte(UERN) e Universidade Federal Rural do Semi-Árido (UFERSA)-RN, Brasil.
2. Doutor(a). Programa de Pós Graduação em Ciência da Computação-Universidade do Estado do Rio Grande do Norte(UERN) e Universidade Federal Rural do Semi-Árido (UFERSA)-RN, Brasil.

Abstract

The Information and Communication Technologies (ICT) have turned to the health area, constituting an important instrument to support the realization of different activities, for example, for the provision of services, non-diagnostic assistance and treatment of diseases. Thus, the plan is an overview of the state of the art of the use of Decision Support Systems (DSS) in the health area, more specifically, Decision Support Systems aimed at the monitoring and rehabilitation of dysphagia. In order to obtain this objective, a recommendation of a systematic review of Literature (RSL) was presented, which followed a proposal of methodology by Kitchenham (2004) and some guidelines proposed by Biolchini (2007). As a result of the review, there were 432 (four hundred and thirty-two) studies, and total, 6 (six) were selected for data extraction. Keywords: Dysphagia, DSS, State of the Art.

Resumo

As Tecnologias de Informação e Comunicação (TIC) voltadas para a área da saúde, se tornaram um importante instrumento de apoio para realização de diferentes atividades, por exemplo, para prestação de serviços, auxílio no diagnóstico e tratamento de doenças. Desta forma, o objetivo deste capítulo é fornecer uma visão geral do estado da arte do uso de Sistemas de Apoio à Decisão (SAD) na área da saúde, mais especificamente, de Sistemas de Apoio à Decisão voltados para o acompanhamento e reabilitação da disfagia. Para alcançar esse objetivo, apresenta-se a condução de uma Revisão Sistemática da Literatura (RSL) que seguiu a metodologia proposta por Kitchenham (2004) e algumas diretrizes propostas por Biolchini (2007). Como resultado da revisão, foram analisados 432 (quatrocentos e trinta e dois) estudos, e desse total, 6 (seis) foram selecionados para extração dos dados. Palavras-chave: Disfagia, SAD, Estado da Arte.

10.1. Introdução

A deglutição é uma atividade complexa e dinâmica, cujo objetivo é transportar alimentos e líquidos da cavidade oral para o estômago [Speyer et al. 2010]. Durante as fases de deglutição podem acontecer alterações que interrompam o fluxo do bolo alimentar. Essas alterações são definidas como disfagia. A disfagia é um distúrbio que acontece durante o processo de deglutição, resultante de causas neurológicas e/ou estruturais [ASHA 2004].

Os pacientes com disfagia podem apresentar complicações graves no seu estado clínico, como: desnutrição, desidratação e mortalidade prematura [Ekberg et al. 2002]. Assim, essas complicações afetam de forma negativa a capacidade de alimentação do paciente [Jennifer and Mikoto 2000]. A prevalência de disfagia na população geral é entre 16 a 23% [Ruth et al. 1991]. A disfagia é um sintoma comum em pacientes com: Alzheimer, Idosos, com Doenças Oncológicas, Parkinson, Acidente Vascular Cerebral (AVC), entre outras [Duthey 2013].

Em pacientes com câncer, a disfagia, é resultante de tumores malignos na região da cabeça e do pescoço, em particular na faringe, língua e esôfago. A disfagia pode estar associada em alguns casos à radiação (quimioterapia) ou pós-operatório [Raber et al. 2012]. Mais de 80% dos pacientes com Parkinson desenvolvem disfagia ao longo da doença [Suttrup and Warnecke 2016]. A prevalência de disfagia, nas fases moderada ou grave, é de 84% a 93%, em pacientes com Alzheimer [Horner et al. 1994]. Nos primeiros 3 (três) dias após AVC, 42-67% dos pacientes apresentam disfagia [Malagelada et al. 2014]. Durante o primeiro ano após o AVC, cerca de 20% dos pacientes morrem de pneumonia por aspiração [Brown and Glassenberg 2012].

O paciente idoso apresenta um risco maior em desenvolver disfagia devido ao processo de envelhecimento que resulta em diferentes alterações fisiológicas, a massa muscular reduz e o tecido conjuntivo perde de forma evolutiva sua elasticidade, proporcionando como consequências: a perda de força e a capacidade de ampliação dos movimentos realizados durante processo de deglutição [Sura 2012].

Além das complicações físicas, tem-se as complicações psicológicas que também são comuns em pacientes com disfagia [Lacy et al. 2015]. Esses podem ficar isolados, sentir-se excluídos por outros, ansiosos e na hora de realizar as refeições podem se sentir angustiados [Ekberg et al. 2002]. Com essas complicações dos pacientes, tem-se, uma redução significativa da sua qualidade de vida, gerando como consequência um aumento no seu tempo de reabilitação. O monitoramento contínuo da sua situação clínica e um manejo adequado podem reduzir essas complicações. Assim, surge uma necessidade de ampliar o interesse de cuidados dedicados ao paciente e de pesquisas no campo emergente da disfagia [Saitoh et al. 2017].

A partir dessas observações, surgiu a motivação de realizar uma revisão sistemática para investigar as pesquisas que estão sendo desenvolvidas no contexto da disfagia, em relação ao uso das TIC, de forma mais específica, quanto ao uso de sistemas de apoio à decisão para auxiliar o acompanhamento e reabilitação de pacientes com disfagia. Diante, que esses sistemas na área da saúde são desenvolvidos para fins, por exemplo, gerenciamento de tratamento, monitoramento e controle e apoio ao diagnóstico de doenças [Leong 2003].

Assim, a revisão visou identificar nessas pesquisas as finalidades dos sistemas no contexto da disfagia, os métodos utilizados para seu desenvolvimento, as técnicas utilizadas para validação desses trabalhos e as arquiteturas propostas para esses sistemas.

O restante deste capítulo encontra-se organizado como segue: no item 1.2, apresenta-se a metodologia de pesquisa, o protocolo de revisão; no item 1.3, é apresentado a condução da revisão. Em seguida no item 1.4, são apresentadas as análises dos resultados. Ao final, no item 1.5, são apresentadas as conclusões do capítulo.

10.2. Metodologia

Uma revisão sistemática, também conhecida como Revisão Sistemática da Literatura, é uma metodologia rigorosa e específica de pesquisa. Por meio de uma RSL, podem ser identificadas, avaliadas e interpretadas todas as pesquisas disponíveis relevantes de acordo com uma questão de pesquisa específica, ou área temática, ou fenômeno de interesse de forma repetida e imparcial.

Dentre os processos existentes na literatura, esta revisão sistemática seguiu o processo proposto por Biolchini (2007) e foram utilizadas algumas diretrizes definidas por Kitchenham (2004). As principais fases do processo de revisão sistemática são ilustradas na Figura 1.1, por meio de um diagrama de transição de estados.

Figura 10.1 Fases do processo de revisão sistemática.
Fonte: Adaptado de Biolchini (2007).

Fonte: Adaptado de Biolchini (2007).

Como ilustrado na Figura 1, foi inicialmente realizado o planejamento da revisão, no qual foram definidos: os objetivos, as questões de pesquisa, o escopo, a estratégia de pesquisa, os critérios de seleção dos estudos e a string de pesquisa. Posteriormente, foi realizada a etapa de execução, nessa etapa foram inseridas as strings de buscas nas bases de dados, os trabalhos encontrados foram coletados e filtrados. Ao final, na etapa de análise dos resultados, foram respondidas as questões de pesquisa dos estudos selecionados. A seguir, são apresentadas em detalhes as fases.

10.2.1. Objetivos de Pesquisa

As motivações para realização desta revisão sistemática surgiram como uma forma de investigar estudos que abordam o desenvolvimento de sistemas de apoio à decisão voltados para o contexto da disfagia, com o objetivo de identificar nas pesquisas que estão sendo desenvolvidas os requisitos abordados, métodos, arquiteturas e formas de validação dos trabalhos. Ao final, pretende-se obter como resultado da revisão sistemática, uma visão geral da utilização e formas de construção desses sistemas. Diante do escopo desta revisão sistemática, foram definidos os seguintes objetivos:

- **Objetivo 1:** identificar e analisar os métodos e arquiteturas utilizados para o desenvolvimento de sistemas de apoio à decisão no contexto da disfagia;
- **Objetivo 2:** identificar as técnicas para validação dos sistemas de apoio à decisão no contexto da disfagia;
- **Objetivo 3**: identificar os requisitos dos sistemas de apoio à decisão no contexto da disfagia.

10.2.2. Questões de Pesquisa

Com o propósito de atender aos objetivos propostos no item 1.2.1, foi delineada uma questão primária de pesquisa para esta revisão sistemática. E, posteriormente, a questão primária de pesquisa foi decomposta em outras questões de pesquisa mais específicas, apresentadas a seguir:

- **Questão primária (QP):** como estão sendo desenvolvidos os sistemas de apoio à decisão voltados para o contexto da disfagia?
- **Questão secundária (QS1):** quais métodos e arquiteturas têm sido aplicados no desenvolvimento de sistemas de apoio à decisão voltados para o contexto da disfagia?
- **Questão secundária (QS2):** quais técnicas são utilizadas para validar os sistemas de apoio à decisão voltados para o contexto da disfagia?
- **Questão secundária (QS3):** quais requisitos estão sendo trabalhados nos sistemas de apoio à decisão voltados para o contexto da disfagia?

10.2.3. Estratégia de Busca

Optou-se pela busca em bases de dados eletrônicas indexadas na área de Ciência da Computação e Saúde, cujos trabalhos foram publicados entre os anos de 2010 e 2018. As bases de dados selecionadas para realização das buscas pelos estudos, foram: *IEEE Xplorer Digital Library, ACM Digital Library, SciVerse Scopus, Public Medline (PubMed) e Science Direct*.

Determinou-se que somente os trabalhos nos idiomas Inglês e Português seriam considerados para esta Revisão Sistemática. As bases de dados seguiram a estratégia de montar a string com base nos sinônimos e aplicar a string nas buscas avançadas. A partir das palavras-chave e de seus respectivos sinônimos, foi definida uma string geral de busca, conforme apresenta-se a seguir:

(*"application" OR"decision support system" OR"expert systems" OR "dss" OR "es") AND ("oropharyngeal dysphagia" OR"dysphagia"*)

O sinônimo de sistemas especialistas foi inserido na busca, porque os sistemas de apoio decisão dentro da sua estrutura podem apresentar componentes de sistemas especialistas, em relação às bases de conhecimentos.

10.2.4. Estratégias para Seleção de Estudos

Para a escolha imparcial dos estudos foram utilizados critérios objetivos de seleção. A seguir, são apresentados os critérios para inclusão dos estudos:

- **Critério de Inclusão (CI1):** estudos que apresentem a utilização de sistemas de apoio à decisão no contexto da disfagia;
- **Critério de Inclusão (CI2):** estudos que definem os métodos e arquiteturas para o desenvolvimento de sistemas de apoio à decisão no contexto da disfagia;
- **Critério de Inclusão (CI3):** estudos que definem as técnicas para validar os sistemas de apoio à decisão no contexto da disfagia;
- **Critério de Inclusão (CI4):** estudos que apresentem os requisitos abordados nos sistemas de apoio à decisão no contexto da disfagia.

Após a definição dos critérios de inclusão dos estudos, foram considerados também os critérios objetivos que excluem os estudos a serem considerados na revisão sistemática, estes critérios são delineados a seguir:

- **Critério de Exclusão (CE1):** estudos que estão incompletos ou de forma duplicada;
- **Critério de Exclusão (CE2):** estudos resumidos de versões completas já encontradas na revisão sistemática;
- **Critério de Exclusão (CE3):** estudos que não estão escritos nos idiomas da língua inglesa ou portuguesa;
- **Critério de Exclusão (CE4):** estudos que não apresentem relação com as questões delineadas na RSL.

10.2.5. Processo de Seleção dos Estudos

O processo de seleção dos estudos foi realizado em 3 (três) etapas, na primeira etapa, foram formuladas as strings de buscas, por meio da combinação dos sinônimos e das palavras-chave definidas anteriormente. Essas strings foram inseridas nas máquinas de buscas, estas máquinas retornaram os estudos de acordo com as strings definidas. Os estudos retornados na busca foram coletados, excluindo os repetidos.

Na segunda etapa, foram lidos os títulos, resumos e palavras-chave dos estudos. Os trabalhos foram incluídos para a próxima etapa ou excluídos de acordo com os critérios definidos no item 1.2.4. Ao final, na terceira etapa, foi realizada a leitura completa dos artigos selecionados na etapa anterior. Novamente foram aplicados critérios de inclusão e exclusão.

10.3. Condução da Revisão

A revisão sistemática foi conduzida por um período de quatro meses, durante os meses de agosto a dezembro de 2018. As buscas retornaram 432 artigos, que foram submetidos às 3 etapas do processo de seleção dos estudos. Na Figura 1.2, é apresentada a quantidade de artigos encontrados por base de dados.

Figura 10.2. Resultados em porcentagens dos artigos encontrados em cada base de dados.

Observa-se que foram encontrados mais estudos na base da Pubmed, com 62,3%, e seguida pela Science Direct com 21,5%. Posteriormente, os estudos passaram para as etapas de seleção. Na segunda etapa, foram lidos os títulos, resumos e palavras-chave de cada artigo, aplicando os critérios de inclusão e exclusão.

Na Figura 10.3, são apresentadas as porcentagens em relação aos critérios para a exclusão dos artigos, o critério que apresentou maior porcentagem para exclusão dos estudos foi o Critério 5, com 80,8%, e o Critério 4, com 14,9%. O Critério 4 corresponde aos estudos que não estão escritos no idioma Inglês ou Português. O Critério 5 corresponde aos estudos que não apresentam relação com as questões delineadas na RSL.

Figura 10.3. Resultados em porcentagens dos critérios para a exclusão dos artigos ao final da segunda etapa.

Ao final, os estudos passaram para a terceira etapa, essa etapa consistiu em realizar a leitura completa dos estudos selecionados na etapa anterior, considerando mais uma vez os critérios de inclusão e exclusão. Foi realizada a leitura dos 110 (cento e dez) artigos escolhidos na etapa anterior, sendo incluídos 6 (seis) estudos. Os demais foram excluídos por não estarem em conformidade com os objetivos da revisão sistemática. Na Figura 10.4, é apresentada a quantidade final de artigos em cada base de dados.

Figura 10.4. Quantidade final de artigos para cada base de dados.

Na Figura 10.5, é apresentado um fluxograma com a quantidade resultante de trabalhos encontrados, aceitos e excluídos em cada etapa do processo de seleção.

Figura 10.5. Fluxograma representativo de todas as etapas de seleção dos artigos.

O quantitativo geral dos estudos selecionados no período de 2010-2018 é apresentado na Figura 10.6, totalizando 6 (seis) artigos.

Figura 10.6. Quantidade final de artigos por ano.

10.4. Resultados e Discussões

Após a conclusão das etapas de seleção dos estudos, buscou-se analisar os estudos selecionados, visando responder as questões de pesquisa delineadas no protocolo da revisão sistemática. Inicialmente, buscou-se responder a questão geral de pesquisa que norteou a revisão sistemática.

1.4.1. Como estão sendo desenvolvidos os sistemas de apoio à decisão voltados para o contexto da disfagia?

Ao longo do processo formal da revisão sistemática, foi encontrado apenas um artigo em que os autores caracterizaram como sistema de apoio à decisão. Embora os demais trabalhos incluídos na RSL não sejam explicitamente categorizados pelos autores como sistemas de apoio à decisão, os estudos encontrados apresentam algumas características que se assemelham a esse tipo de sistema. Esses visam auxiliar em uma melhor decisão para os profissionais de saúde, que permitam levar a um diagnóstico mais preciso em relação à identificação de distúrbios durante o processo de deglutição, ou seja, que auxiliem no diagnóstico da disfagia e que contribuam para o manejo adequado de pacientes com disfagia, para sua reabilitação.

Os estudos apresentaram a metodologia de desenvolvimento de forma simplificada, explanaram de maneira subjetiva sobre seus métodos de pesquisa. A seguir será analisado cada estudo primário selecionado para essa revisão e serão respondidas as questões de pesquisa. Para melhor compreensão dos estudos, listou-se na Tabela 1.1 os trabalhos selecionados, apresentando o objetivo de cada trabalho.

Tabela 1.1 Estudos encontrados na RSL (Fase Final).

Artigo	Objetivo
[Esteves et al. 2010]	Desenvolver um sistema não invasivo para avaliar a deglutição, com fornecimento de informações que contribuam no diagnóstico e tratamento da disfagia, por meio do monitoramento de eventos respiratórios e alimentares. Um instrumento que pode ser usado em aplicações ambulatoriais e de telemedicina.
[Greco et al. 2010]	Desenvolver um sistema não invasivo baseado em acelerometria para avaliar a deglutição e identificar pacientes com risco de aspiração que estão à beira do leito.
[Constantinescu et al. 2014]	Propor um protótipo inicial de um sistema para auxiliar pacientes com disfagia na reabilitação domiciliar, por meio de gamificação. Observação: para compreender melhor o trabalho para que fossem atendidos os objetivos desta revisão, foi necessário um estudo em publicações posteriores do autor. Em seu trabalho mais recente [Constantinescu et al. 2018], foi apresentada a evolução do trabalho, no qual, foi verificada a usabilidade do sistema, por meio da avaliação de 5 (cinco) sujeitos com histórico de câncer de cabeça.

Artigo	Objetivo
[Oberije et al. 2014]	Comparar as previsões dos médicos com modelos preditivos para prever resultados de dois anos de sobrevida, dispneia e disfagia para pacientes com câncer de pulmão tratados com quimio-radiação. Observação: para compreender melhor o trabalho para que fossem atendidos os objetivos desta revisão, foi necessário um estudo em publicações anteriores do autor. Desta forma, em seu estudo anterior [Oberije et al. 2010], teve o objetivo de desenvolver um modelo prático de predição para disfagia induzida por radiação aguda.
[Kenny 2015]	Apresentar questões éticas identificadas pela prática de fonoaudiólogos no gerenciamento da disfagia. No estudo foi apresentado o trabalho de [Kaizer et al. 2012], cujo objetivo foi desenvolver uma ferramenta para tomada de decisão compartilhada no manejo da disfagia. Observação: para que fossem atendidos os objetivos da revisão buscou-se compreender melhor o trabalho de [Kaizer et al. 2012].
[Yagi et al. 2017]	Propor um método não invasivo para detectar e monitorar eventos de deglutição, avaliando o fluxo respiratório, o som da deglutição e o movimento laríngeo. Observação: para compreender melhor o trabalho e os objetivos desta revisão fossem atendidos foi necessário um estudo em publicações anteriores do autor. Desta forma, seu estudo anterior [Yagi et al. 2014], teve o objetivo de apresentar o desenvolvimento do sistema não invasivo para monitoramento da deglutição de alimentos.

A seguir, serão respondidas as questões de pesquisa mais específicas delineadas no início da revisão sistemática em relação aos estudos selecionados na etapa final.

10.4.2. Quais métodos e arquiteturas têm sido aplicados no desenvolvimento de sistemas de apoio à decisão voltados para o contexto da disfagia?

Observou-se que a maioria dos estudos utilizaram métodos baseados em hardware e software para o desenvolvimento dos sistemas de apoio à decisão. Os estudos que seguiram esses métodos foram os de referência [Esteves et al. 2010], [Greco et al. 2010], [Constantinescu et al. 2014] e [Yagi et al. 2017]. Na metodologia de desenvolvimento desses estudos foram explanadas as especificações de hardware e software. Nos trabalhos de Constantinescu et al. (2014), Yagi et al. (2017), Oberije et al. (2014) e Kenny (2015) não foram apresentadas arquiteturas do sistema ou diagramas.

Como já mencionado, o trabalho de Esteves et al. (2010), apresentou os métodos para o estudo que foram baseados em hardware e software para que o sistema fosse capaz de avaliar a deglutição. O hardware desenvolvido foi para medição do fluxo de ar nasal durante a alimentação dos indivíduos. E o software para apresentação das informações e análise dos dados capturados pelo hardware, no qual possui dois módulos: portátil e ambulatorial. O módulo portátil é destinado para aplicações de telemonitoramento, já o módulo ambulatorial, é para aplicações no ambiente hospitalar. No estudo, foi apresentada uma arquitetura geral do sistema, com diagrama de blocos para análise dos distúrbios de deglutição, como apresentado na Figura 10.7.

Figura 10.7. Diagrama de blocos desenvolvido no trabalho de Esteves et al. (2010).

Fonte: Esteves et al. (2010).

No trabalho proposto de Greco et al. (2010), apresentou-se também os métodos baseados em hardware e software para que o sistema fosse capaz de avaliar a deglutição. O hardware desenvolvido foi um acelerômetro em três eixos para captura dos sinais de deglutição dos indivíduos. E o software para apresentação das informações e análise dos dados capturados pelo hardware, no qual possui dois módulos: o primeiro para descrever as características do paciente. E o segundo para apresentação das informações a partir da aquisição dos sinais realizados pelo hardware, permitindo realizar também uma análise comparativa entre os resultados dos indivíduos e um exame de referência. No estudo foi apresentada uma arquitetura geral do sistema, com diagrama de blocos para análise dos distúrbios de deglutição, como apresentado na Figura 10.8.

Figura 10.8. Diagrama de blocos desenvolvido no trabalho de Greco et al. (2010).

Fonte: Greco et al. (2010).

Constantinescu et al. (2014), propuseram métodos baseados em hardware e software para auxiliar na reabilitação domiciliar de pacientes com disfagia. O hardware proposto são almofadas adesivas de Eletromiografia de Superfície (EMGs), para analisar os sinais gerados pelos pacientes praticando as terapias de deglutição. E o software é para treinamento das terapias de reabilitação, com informações das metas diárias a serem alcançadas pelos pacientes. Apresenta-se uma abordagem de gamificação para motivar os pacientes e aumentar sua adesão na realização das terapias. Em sua metodologia, o estudo explana sobre a utilização no protótipo inicial dos princípios do design universal, para inclusão social. Em Constantinescu et al. (2018), são apresentados mais detalhes do sistema o qual consiste em dois modos principais: modo de aprendizagem e modo de exercício. O modo de aprendizagem (Figura 10.9) permite que o usuário seja guiado por um tutorial que descreve algumas características do sistema, como: hardware, fixação do adesivo, colocação do dispositivo sob o queixo, calibração e exercícios. O modo de exercício orienta os usuários na realização de diferentes exercícios.

Figura 10.9. Algumas telas do modo de aprendizagem do sistema de Constantinescu et al. (2018).

Fonte: Constantinescu et al. (2018).

No trabalho de Yagi et al. (2017), não são apresentados detalhes do sistema desenvolvido, assim, foi necessário buscas mais aprofundadas em trabalhos anteriores. No trabalho anterior de Yagi et al. (2014), foram apresentados os métodos para o desenvolvimento do sistema, que foram baseados em hardware e software para monitoramento da deglutição capaz de identificar distúrbios. O hardware desenvolvido foi uma cânula nasal para informação respiratória e um sensor para sinal sonoro, para avaliar deglutição. E o software para observações da deglutição e respiração com base nos componentes da frequência acústica e no fluxo respiratório, no qual desenvolveu-se um algoritmo para detecção de deglutição.

Em Oberije et al. (2014), não são apresentados detalhes do sistema desenvolvido, assim, foi necessário buscas mais aprofundadas em trabalhos anteriores. No trabalho anterior de Oberije et al. (2010), foram apresentados mais detalhes do sistema, nesse estudo o método para o desenvolvimento do sistema foi baseado em software, utilizou-se modelos estatísticos de previsão, no qual, usou-se a regressão logística ordinal para construir um modelo multivariado para predizer a disfagia. Na Figura 10.10, é apresentada a interface do sistema, a partir das informações inseridas nos campos da janela de input, são apresentadas na janela de output as informações da probabilidade de desenvolver disfagia, o intervalo de confiança e algumas interpretações dos resultados.

Figura 10.10. Interface do sistema de Oberije et al. (2010).

Fonte: Oberije et al. (2010).

Como já explanado no trabalho de Kenny (2015), foi apresentado o trabalho de Kaizer et al. (2012), cujo objetivo foi desenvolver uma ferramenta para tomada de decisão compartilhada no manejo da disfagia. No estudo de Kaizer et al. (2012), o método de construção da ferramenta, foi baseado em software, no qual, desenvolveu-se um algoritmo de árvore de decisão. O algoritmo de decisão clínica segue algumas diretrizes a serem seguidas pela equipe clínica quando pacientes e familiares se recusarem a seguir as recomendações de modificação das dietas, ao longo do tratamento da disfagia.

10.4.3. Quais técnicas são utilizadas para validar os sistemas de apoio à decisão voltados para o contexto da disfagia?

Os autores dos 6 (seis) trabalhos selecionados, optaram pelo método de validação experimental. No trabalho de Esteves et al. (2010), foi apresentada a validação experimental em indivíduos normais e em pacientes com disfagia. Os voluntários foram analisados sob condições de deglutição de saliva e três doses de água. Em 11 voluntários saudáveis, sem histórico de doença respiratória, neurológica ou digestiva e em um paciente com disfagia. Durante os testes, os sujeitos permaneceram sentados com a cabeça em uma posição normal e realizando a respiração de forma silenciosa.

Em Greco et al. (2010), foi apresentada a validação experimental em 10 indivíduos saudáveis, sem histórico de doença respiratória, neurológica ou digestiva. Estas análises foram realizadas sob condições de deglutição de saliva e três doses de água. Os resultados foram comparados com pacientes disfágicos, verificando os padrões de aceleração. No trabalho de Yagi et al. (2014), foi apresentada a validação experimental do sistema em 1(um) indivíduo saudável, no qual, verificou-se 27 eventos de deglutição e 60 eventos da não deglutição, como vocalização, ronco e respiração profunda. No trabalho de Oberije et al. (2010), a validação foi experimental em 138 pacientes com câncer de pulmão inoperável, para predição da disfagia. Os resultados do sistema foram comparados com os dos médicos, no qual esses foram solicitados a indicar a probabilidade de um paciente sofrer disfagia.

Em Kaizer et al. (2012), apresentou-se a validação experimental da ferramenta no ambiente clínico. No qual, o sistema foi apresentado aos profissionais de saúde envolvidos no tratamento da disfagia em 2007. Entre os períodos de 2008-2010, 258 pacientes foram tratados para a disfagia. Destes, 16 foram identificados como tendo alguns problemas relacionados à adesão durante a hospitalização, no qual aplicou-se as diretrizes do sistema.

E no trabalho de Constantinescu et al. (2018), apresentou-se a validação experimental do sistema, por meio do primeiro teste de usabilidade, no qual, 5 (cinco) pacientes com histórico de câncer de cabeça e pescoço avaliaram o sistema. Os testes foram baseados em observações de vídeo, no qual, os gestos foram gravados da utilização do sistema. Algumas mudanças foram identificadas. Nelas, os pacientes identificaram questões importantes.

10.4.4. Quais requisitos estão sendo trabalhados nos sistemas de apoio à decisão voltados para o contexto da disfagia?

Em relação aos requisitos abordados pelos estudos, foram identificados três (3). Esses requisitos estão expostos na Tabela 1.2 e os estudos que abordaram esses requisitos.

Tabela 1.2. Requisitos abordados nos estudos.

Requisitos	Artigo
1. Avaliação da deglutição para contribuir no diagnóstico e tratamento da disfagia.	[Esteves et al. 2010], [Greco et al. 2010], [Yagi et al. 2014]
2. Prever Disfagia.	[Oberije et al. 2010]
3. Auxiliar na reabilitação ou no manejo adequado de pacientes com disfagia.	[Constantinescu et al. 2014], [Kaizer et al. 2012]

Os estudos do requisito 1, tiveram como objetivo desenvolver sistemas para avaliar a deglutição de alimentos, com fornecimento de informações que contribuam na detecção ou análise da disfagia nos indivíduos, a partir de equipamentos não invasivos. Os equipamentos serviram para captura dos sinais gerados durante o processo de ingestão dos alimentos. Os sistemas permitem auxiliar com informações que contribuam na avaliação dos indivíduos.

O estudo que corresponde ao requisito 2 teve como objetivo desenvolver um sistema para prever o risco de pacientes oncológicos desenvolverem disfagia. O sistema permite oferecer uma assistência para a tomada de decisão clínica, por meio de informações dos pacientes. E os estudos do requisito 3 tiveram como objetivo desenvolver ou propor sistemas que contribuíssem nos regimes de reabilitação de pacientes com disfagia, seja domiciliar ou no ambiente hospitalar.

10.5. Considerações Finais

Neste capítulo, foi apresentada uma revisão sistemática da literatura para investigar o uso de sistemas de apoio à decisão no contexto da disfagia. A revisão seguiu algumas etapas de: planejamento, execução e análise de resultados. Essas etapas visaram selecionar os estudos de acordo com o objetivo da revisão, com seleção de estudos entre os anos de 2010 e 2018, coletadas em 5 (cinco) bases de dados. Foram coletados, inicialmente, 432 artigos, que posteriormente, foram filtrados por meio das fases de seleção, para 6 (seis) estudos, que seguiram para extração e análises dos dados.

Em cada estudo selecionado, foram coletadas as seguintes informações: os requisitos abordados, os métodos, as arquiteturas e as formas de validação. Os autores dos estudos não caracterizam de forma explicita como sistemas de apoio à decisão, mas, ao serem analisados de forma individual, percebeu-se que estes se assemelham a esses sistemas de forma que visam auxiliar com informações que contribuam nas tomadas de decisões, seja para apoio ao diagnóstico ou em relação à reabilitação.

Os estudos apresentaram limitações, diante do que demonstraram de forma simplificada suas abordagens, técnicas para o desenvolvimento dos sistemas, poderiam ter demonstrado diagramas com mais detalhes dos componentes dos sistemas, pois a maioria dos trabalhos demonstrou de forma simplificada por meio de diagramas de blocos a visão geral do sistema e faltou uma explanação com mais detalhes da metodologia de desenvolvimento do trabalho.

De forma resumida, esta RSL apresentou as seguintes contribuições: fornece uma visão geral do estado da arte de estudos na área, fornece alguns requisitos que estão sendo utilizados nos sistemas de apoio à decisão para o contexto da disfagia, identificam formas de validação para esses sistemas e métodos para a construção desses.

Referências

ASHA American Speech Language Hearing Association. (2004) "Model medical review guidelines for dysphagia services".

Biolchini, J. C. de Almeida., Mian, P. G., Natali, A. C. C., Conte, T. U. and Travassos, G. H. (2007) "Scientific research ontology to support systematic review in software engineering", Advanced Engineering Informatics, vol. 21, no. 2, p. 133–151.

Brown, M. and Glassenberg, M. (1973) "Mortality factors in patients with acute stroke", Jama, vol. 224, no. 11, p. 1493–1495.

Constantinescu, G., Stroulia, E. and Rieger, J. (2014) "Mobili-t: A mobile swallowing-therapy device: An interdisciplinary solution for patients with chronic dysphagia", In Computer-Based Medical Systems (CBMS), IEEE 27th International Symposium on. IEEE, p.431–434.

Constantinescu, G., Kuffel, K., King, B., Hodgetts, W., and Rieger, J. (2018) "Usability testing of an mHealth device for swallowing therapy in head and neck cancer survivors", Health Informatics Journal.

Duthey, B. (2013) "Priority medicines for europe and the world:"a public health approach to innovation", WHO Background paper, vol. 6.

Esteves, G. P., Junior, E. P. S., Nunes, L. G., Greco, C. S. and Melo, P. L. (2010) "Configurable portable/ambulatory instrument for the analysis of the coordination between respiration and swallowing", In: Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Annual International Conference of the IEEE. IEEE, p. 90–93.

Ekberg, O., Hamdy, S., Woisard, V., Wuttge-Hannig, A. and Ortega, P. (2002) "Social and psychological burden of dysphagia: its impact on diagnosis and treatment". Dysphagia, vol. 17, no. 2, p. 139–146.

Greco, C. S., Nunes, L. G. and Melo, P. L. (2010) "Instrumentation for bedside analysis of swallowing disorders", In: Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Annual International Conference of the IEEE. IEEE, p. 923–926.

Horner, J., Alberts, M. J., Dawson, D. V. and Cook, G. M. (1994) "Swallowing in alzheimer's disease", Alzheimer disease and associated disorders, vol. 8, no. 3, p. 177–189.

Jennifer, C. D. and Mikoto, B. (2000) "Evaluation and treatment of swallowing impairments", Am Fam Physician, vol. 61, no. 8, p.2453–2462.

Kaizer, F., Spiridigliozzi, A.M. and Hunt, M. R. (2012) "Promoting shared decision-making in rehabilitation: Development of a framework for situations when patients with dysphagia refuse diet modification recommended by the treating team", Dysphagia, vol. 27, no. 1, p.81–87.

Kenny, B. (2015) "Food culture, preferences and ethics in dysphagia management", Bioethics, vol. 29, no. 9, p. 646–652.

Kitchenham, B. (2004) "Procedures for performing systematic reviews," Department of Computer Science, Keele University, UK.

Lacy, B. E., Crowell, M. D. and DiBaise, John K. (2015) "Functional and motility disorders of the gastrointestinal tract", Springer.

Leong, T.Y. (2003) "Decision support systems in healthcare: Emerging trends and success factors", In: Applied Decision Support with Soft Computing. Springer, p. 151–179.

Malagelada, J., Bazzoli, F., De Looze, D., Fried, M., Lindberg, G., Malfertheiner, P., et al. (2014) "Diretrizes e cascatas mundiais".

Oberije, C., De Ruysscher, D., Petit, S., Van Meerbeeck, J., Vandecasteele, K., De Neve, W., et al. (2010) "Development, external validation and clinical usefulness of a practical prediction model for radiation--induced dysphagia in lung cancer patients", Radiotherapy and Oncology, vol. 97, no. 3, p. 455–461.

Oberije, C., Nalbantov, G., Dekker, A., Boersma, L., Borger, J., Reymen, B., et al. (2014) "A prospective study comparing the predictions of doctors versus models for treatment outcome of lung cancer patients: a step toward individualized care and shared decision making", Radiotherapy and Oncology, vol. 112, no. 1, p. 37–43.

Ruth, M., Mansson, I. and Sandberg, N. (1991) "The prevalence of symptoms suggestive of esophageal disorders", Scandinavian journal of gastroenterology, vol. 26, no. 1, p. 73–81.

Raber-Durlacher, J., Brennan, M., Verdonck-de Leeuw, I., Gibson, R., Eilers, J., Waltimo, T., et al. (2012) "Swallowing dysfunction in cancer patients", Support Care Cancer, vol. 20, no. 3, p. 433–443.

Suttrup, I. and Warnecke, T. (2016) "Dysphagia in parkinson's disease," Dysphagia, vol. 31, no. 1, p. 24–32.

Saitoh, E., Pongpipatpaiboon, K., Inamoto, Y. and Kagaya, H. (2017) "Dysphagia Evaluation and Treatment: From the Perspective of Rehabilitation Medicine", Springer.

Sura, L., Madhavan, A.., Carnaby, G. and Crary, M.A. (2012) "Dysphagia in the elderly: management and nutritional considerations. Clinical interventions in aging", vol. 7, p. 287.

Speyer, R., Baijens, L., Heijnen, M. and Zwijnenberg, I. (2010) "Effects of therapy in oropharyngeal dysphagia by speech and language therapists: a systematic review", Dysphagia, Springer, vol. 25, no. 1, p. 40–65.

Yagi, N., Takahashi, R., Ueno, H., Yabe, T., Oke, Y. and Oku, Y. (2014) "Swallow-monitoring system with acoustic analysis for dysphagia", In: Systems, Man and Cybernetics (SMC), IEEE International Conference on. IEEE, p. 3696–3701.

Yagi, N., Nagami, S., Lin, M. k., Yabe, T., Itoda, M., Imai, T. and Oku, Y. (2017) "A noninvasive swallowing measurement system using a combination of respiratory flow, swallowing sound, and laryngeal motion", Medical & biological engineering & computing, vol. 55, no. 6, p. 1001–1017.

11. DISPOSITIVOS ELETRÔNICO PARA IDENTIFICAR MATERIAL CIRÚRGICO RETIDO EM CAVIDADES APÓS CIRURGIAS

Me. Thiago Lopes Amaral, Prof. Dr. Osamu Saotome, Dr. José Elias Matieli

Abstract

This device consists on the identification of small magnetic markers previously affixed to the materials that enter the cavity and permeate the operative field during the procedures, using a portable identifier of simple manipulation. Such identifier acquires magnetic signals emitted by the markers, transforming them in visual, optical and sensitive signals. It is proposed, at the end of each surgery, the search for retained material with this equipment as part of a routine where the patient is still anesthetized and in the operating room. The device presents advantages in reason of its operational simplicity and low cost when compared to other solutions available on the market; besides it does not require a differentiated learning curve, being within the easy reach of all team of the surgical staff.

Resumo

O princípio de funcionamento desse dispositivo consiste na identificação de pequenos marcadores afixados previamente nos materiais que adentram a cavidade e permeiam o campo operatório durante os procedimentos, valendo-se de identificador portátil de simples manipulação. Este aquisita sinais magnéticos emitidos pelos marcadores, expressando-os em representações visuais, ópticas e sensitivas. É proposto que ao término de cada cirurgia, a busca por material retido com o equipamento apresentado faça parte de uma rotina em que se aproveita a presença do paciente ainda anestesiado e na sala cirúrgica. O dispositivo caracteriza-se por sua simplicidade operacional e baixo custo, quando comparado às soluções apresentadas no mercado; além de não exigir curva de aprendizagem diferenciada, estando ao alcance de toda a equipe do bloco cirúrgico. Palavras-Chave: RICE; Magnetismo; Sensor Magnético; Cancelamento Magnético; Dispositivo Eletrônico; Microcontrolador.

11.1. Introdução

A retenção inadvertida de corpos estranhos, RICE, é denominada de gossipiboma. A expressão gossipiboma consiste da neoformação tecidual a partir de matriz têxtil circundada por intensa reação inflamatória. O termo é derivado do latim "Gossypium", algodão, e o "boma", que significa esconderijo [Iglesias, A.C. and Salomão, R.M. 2007]. O local de maior ocorrência da retenção é na região pélvica e na região abdominal, após cirurgia abdomino-pélvica. [Antonio, A. and Vieira, C. 2018]

Existem poucos relatos na literatura especializada sobre a incidência de corpos estranhos retidos na cavidade operatória após procedimentos cirúrgicos, embora ocorra variação expressiva na frequência de relatos, referindo um caso em cada 100 cirurgias ou até um caso em cada 18000 laparotomias [Debnath, D., Buxton, J.K. and Koruth, N.M. 2005]. Acredita-se que tal subnotificação seja explicada pela falta de registro nas fichas de descrição do ato operatório, na tentativa de encobrir má prática e se isentar de implicações éticas e médico-legais [Yildirim, S., Tarim, A., Nursal, T.Z., et al. 2005].

As consequências dessa retenção revertem-se em complicações que serão agudas ou crônicas, sendo que a forma aguda tende a apresentar-se com fístulas e abcessos cutâneos, enquanto que a forma crônica, como massa encapsulada (tipo granuloma de corpo estranho) e sintomas inespecíficos. Dependendo do tempo para a realização do diagnóstico, que pode ser feito após meses ou anos, poderão ocorrer agravantes inflamatórios locais e aderências, englobando órgãos e outras estruturas vitais [Iglesias, A.C. and Salomão, R.M. 2007].

A resolução para esse eventual problema exige nova cirurgia, com elevado risco de sangramento e lesões de estruturas importantes, envolvendo incalculáveis custos diretos, indiretos e intangíveis. Os objetos mais comumente envolvidos são gazes e compressas que ficam embebidas por sangue, dificultando sua localização no interior da cavidade cirúrgica, passando despercebidas na revisão final realizada pelo cirurgião. A presença desses corpos estranhos pode criar uma condição favorável à proliferação de micro-organismos, tornando-os foco primário para formação de abscessos [Debnath, D., Buxton, J.K. and Koruth, N.M. 2005].

A frequência torna-se maior quando o procedimento é realizado em pacientes obesos, em condições hospitalares inadequadas, sem o apoio de profissionais preparados para atuarem no centro cirúrgico e quando a operação é realizada em condições de emergência, principalmente no trauma e emergências obstétricas [Antonio, A. and Vieira, C. 2018].

A manifestação clínica é variável, dependendo da localização do corpo estranho na cavidade, da idade e da condição imunológica do paciente. Uma vez diagnosticada a presença do corpo estranho, a intervenção cirúrgica para a sua retirada está indicada, evitando-se com isso taxa de mortalidade que varia de 11 a 35% [Zbar, A.P., Agrawal, A., Saeedi, I.T., et al. 1998].

O período entre os primeiros sintomas e o procedimento cirúrgico irá variar, dependendo se o material permanecer estéril e da localização do material retido, além do grau de reação inflamatória local. A resposta pode ocorrer de duas maneiras, sendo uma delas possivelmente assintomática, por tempo indeterminado, com formação de aderências, encapsulamento ou granulomas tipo corpo estranho; a outra resposta apresenta-se com a formação de abcessos, fístulas cutâneas e entre órgãos internos, tais como o estômago, intestino, bexiga, cólon ou vagina [Iglesias, A.C. and Salomão, R.M. 2007].

Em grande parte, as manifestações clínicas estão baseadas nos órgãos acometidos, podendo ocorrer compressão, obstrução, má absorção ou proliferação bacteriana. Esses sintomas caracterizam-se por dores abdominais, massa palpável, náuseas, vômitos, sangramento retal, diarreias e distúrbios urinários. Os sintomas gerais, como febre, anorexia, anemia e perda de peso, também

poderão ocorrer. Contudo, os sintomas nem sempre são muito claros, podendo dificultar ou protelar o diagnóstico, que poderá ser feito apenas por ocasião de laparotomia exploratória. [Iglesias, A.C. and Salomão, R.M. 2007] De forma geral, o diagnóstico é difícil, haja vista a raridade da condição, levando o médico a indicar cirurgia, pensando em outra causa intra-abdominal mais comum que explique as queixas do paciente. [Antonio, A. and Vieira, C. 2018].

Como em todo quadro clínico complexo, a elucidação diagnóstica deve contar com os exames subsidiários e, dentre esses, de grande importância, são os exames de imagem, que devem começar com os Raios-X simples, até os mais onerosos e mais efetivos como a Tomografia Computadorizada. [Simonsen, G.D.M 2013] O resultado desses exames deve variar desde a identificação direta do gossipibomas pelos métodos de imagem citados: marcações radiopacas das compressas, pinças, tesouras, abscessos, efeito de massa inflamatória, dentre outros. [Antonio, A. and Vieira, C. 2018].

Como tratamento, a solução é a excisão cirúrgica que pode ser feita através de laparotomia ou laparoscopia, buscando precaver complicações e retardar os efeitos da moléstia. A presença de corpo estranho apresenta indicação cirúrgica pronta e deve ser realizada de forma imediata, se as condições do paciente permitirem, evitando-se com isso elevar a morbidade e a mortalidade [Zbar, A.P., Agrawal, A., Saeedi, I.T., et al. 1998].

Apesar da possibilidade da ocorrência dessas complicações, medidas preventivas para a redução de ocorrência de retenção de corpos estranhos dentro da cavidade abdominal são empregadas pelas equipes cirúrgicas, como, por exemplo, banho da gaze em pigmentos coloridos, a utilização de compressas fabricadas em material colorido, o uso de material têxtil com marcadores radiopacos, ou a contagem precisa de materiais cirúrgicos. São orientadas quatro contagens e avaliações: na montagem do material, antes do procedimento, no início da sutura da cavidade e durante a síntese da pele. No caso de contagem incorreta, a menos que o paciente seja considerado instável, a síntese da cavidade não deve ser realizada até que todas elas estejam localizadas. Associando ainda a técnica anteriormente citada, há uma técnica de prender objetos, em que geralmente uma pinça é empregada na extremidade de uma fita ligada à compressa, facilitando a sua retirada ao término do procedimento [Zbar, A.P., Agrawal, A., Saeedi, I.T., et al. 1998].

O instrumentador é responsável por todos os materiais que são disponibilizados no campo operatório, sendo o responsável por avisar e alertar sempre que notar a falta de algum material. Em caso de dúvidas quanto à presença de corpo estranho na cavidade, utiliza-se a radiografia intraoperatória, cujo emprego acarreta atraso na cirurgia, mantendo o paciente por um período maior sob ação da anestesia, maior possibilidade de infecção cirúrgica e uma logística que depende de profissional qualificado e necessita que haja na compressa ou gaze marcação radiopaca visível aos Raios-X, além da disponibilidade do equipamento [Rappaport, W. and Haunes, K. 1990].

O corpo estranho retido na cavidade operatória configura um problema médico-legal, agravado pela ocorrência elevada e, em face às subnotificações, acredita-se que o número real de diagnósticos venha aumentando. O objetivo desse trabalho é desenvolver um dispositivo eletrônico utilizado como ferramenta para se evitar a ocorrência desse nefasto problema, Trata-se de um dispositivo empregado para detecção de materiais e objetos cirúrgicos localizados na cavidade cirúrgica.

11.2. Estudos de caso

Vários estudos de casos têm sido realizados com o passar do tempo, três deles merecem destaque:

A) "*Unintentionally retained foreign bodies after surgical procedures. Analysis of 4547 cases*" apresentado pela revista do Colégio Brasileiro de Cirurgiões.

B) "*Retained surgical sponges: a descriptive study of 319 occurrences and contributing factors from 2012 to 2017*" apresentado pela revista *Patient Safety in Surgery*.

C) "*Three years evaluation of retained foreign bodies after surgery in Iran*" apresentado pela revista *Annals of Medicine and Surgery.*

11.2.1. Unintentionally retained foreign bodies after surgical procedures. Analysis of 4547 cases:

O primeiro estudo apresenta a análise de 4547 casos em que houve retenções inadvertidas de corpos estranhos após intervenção cirúrgica e concluiu que em procedimentos médicos com maior grau de dificuldade quando existe lapso dos protocolos de segurança e a realização dos procedimentos em condições inapropriadas são fatores que contribuem fortemente para a ocorrência da retenção de corpos estranhos, porém as maiores taxas de incidências são em procedimentos usuais como cesarianas e colecistectomias, essencialmente em práticas desempenhadas por profissionais em início de carreira. Materiais de origem têxtil apresentam o maior índice de acontecimentos. Para o estudo foram entrevistados 2872 médicos, do quais 73% já haviam realizado procedimentos de remoção de corpo estranho preterido por outro profissional.

É notável que compressas e gazes retratem índices superiores de ocorrência, bem como que materiais dessa natureza ostentam maiores amostras de manifestações clínicas, tais dados podem ser vistos nas tabelas 1 e 2, a seguir:

Tabela 1. Distribuição dos corpos estranhos de acordo com a sua natureza.

Natureza dos corpos estranhos retidos	Porcentagem (%)
Compressas grandes	42,01
Compressas pequenas	26,11
Gazes	22,10
Instrumentos cirúrgicos	5,21
Agulhas	2,84
Outros	1,74

Tabela 2. Manifestações clínicas de acordo com a natureza do corpo estranho.

Corpo Estranho			
Tipo de Manifestações Clínicas	**Têxteis**	**Instrumentos cirúrgicos**	**Agulhas**
Assintomático	12%	67%	10%
Oligossintomático	71%	33%	90%
Manifestações graves	17%	-	-

O artigo caracteriza, ainda, a retenção inadvertida de corpos estranhos como esporádica e como um problema sem solução, embora apresente taxa de morbidade de 85% e 35% de mortalidade ressaltando ainda que em 70% dos casos é necessária uma nova operação. Ao investigar a situação que mais teria contribuído para tal fato chegou-se ao resultado de casos de urgência/emergência, casos estes que são os principais colaboradores, como pode ser visto na tabela 3.

Tabela 3. Fatores que contribuem para a ocorrência da Retenção Inadvertida de Corpo Estranho.

Fatores	Porcentagem (%)
Urgência / Emergência	26
Não contar compressas	25
Condições inadequadas de trabalho	12
Obesidade	11
Troca de planos insperada ou acidente cirúrgico durante a operação	11
Fadiga	9
Troca de equipe médica durante a operação	5
Equipes de especialidades diferentes atuando simultaneamente	2

O método mais disseminado para a prevenção da retenção de corpos estranhos é a contagem de materiais utilizados, porém não existe uma padronização e em alguns casos apenas os têxteis são verificados.

11.2.2. Retained surgical sponges: a descriptive study of 319 occurrences and contributing factors from 2012 to 2017:

O segundo artigo apresenta o estudo de 319 casos de materiais cirúrgicos de origem têxteis retidos na cavidade operatória, os dados foram coletados ao longo de cinco anos entre 2012 e 2017. Do total dos incidentes analisados 64,1% são precedentes de cirurgias, partos representam 32,7%. A região onde ocorre o maior número é no abdômen/pelve (50,2%), em seguida na vagina (23,9%). Materiais de origem têxtil representam de 48 a 69% das retenções inadvertidas de corpos estranhos.

O estudo apresenta quatro objetivos: 1) proporcionar um impacto positivo na melhoria da assistência ao paciente e na prevenção desse tipo de evento; 2) alertar e ressaltar aos hospitais e profissionais envolvidos quais os principais fatores que contribuem para o incidente; 3) ampliar o conhecimento acerca dessa eventualidade e apresentar estratégias para prevenção; e 4) manter a confiabilidade pública nos hospitais acreditados. Esse conhecimento é necessário para projetar processos mais seguros de atendimento e melhorar a segurança do paciente.

Material cirúrgico de origem têxtil foi definido como material de algodão inserido durante um procedimento invasivo para absorver fluidos ou isolar tecido, com a intenção de remover o material absorvente antes da conclusão do procedimento.

Dos 319 casos de retenções inadvertidas de corpos estranhos analisados, em 159 dos casos o material preterido foi material cirúrgico de origem têxtil, representando 49,8% dos eventos, alternando entre os tipos de esponjas cirúrgicas em que 52,2% são esponjas de laparotomia, os demais dados podem ser vistos na tabela 4 a seguir:

Tabela 4. Tipo de Esponjas Retidas Inadvertidamente.

Tipo de esponja	Esponjas		Radiopacas	
	Número	%	Número	%*
Laparotomia	83	26,0	83	100
4 x 4 | 4 x 8 | raytec	54	16,9	44	81,5
Toalha	11	3,4	0	0,0
Cotonóide	5	1,6	5	100
Kerlix	2	0,6	0	0,0
Peanut	1	0,3	1	100
Tonsil	1	0,3	1	100
4 x 10	1	0,3	1	100
2 x 4	1	0,3	0	0,0
Desconhecido	160	50,2	64	40,0
Total	319	100	199	62,4

**Percentual de radiopacas por número de esponjas.*

Apenas 305 dos casos relatados foram possíveis de saber a localização anatômica exata da esponja cirúrgica. Os casos, majoritariamente, localizam-se no abdômen e pélvis, seguidos de seios e mediações, a tabela 5 apresenta os índices da localização anatômica da ocorrência de corpos retidos inadvertidamente.

Tabela 5. Localização de retenção inadvertida de esponja.

Localização	Número	%
Abdômen / pélvis	153	50,2
Vagina	73	23,9
Peito	26	8,5
Mama	14	4,6
Costas	11	3,6
Boca	7	2,3
Ombro	5	1,6
Axila	3	1,0
Perna/ região dos glúteos	3	1,0
Intracraniano	2	0,7
Olho	2	0,7
Pescoço	2	0,7
Cavidade nasal	1	0,3
Braço	1	0,3
Escroto	1	0,3
Quadril	1	0,3
Total	**305**	**100**

Foi feito o levantamento do departamento dos hospitais onde houve o evento de corpo retido (Fig.11.1) e chegou-se à conclusão que 64,1% dos casos ocorreram nos centros cirúrgicos, em um terço dos casos a ocorrência se deu nos centros de obstetrícia. Dez dos 315 relatos durante procedimentos cirúrgicos em outras áreas de procedimentos invasivos (Radiologia Intervencionista ou Laboratório de Cateterismo Cardíaco (9), Clínica de Urologia (1)).

Apenas em 294 dos casos foi relatado o tipo de procedimento cirúrgico (92,2%). A maior taxa de esponjas retidas ocorreu em procedimentos obstétricos e ginecológicos (34,7%), ginecológica (10,2%), uroginecológica (1,7%). Cirurgia geral foi relacionada a 25,5% e procedimentos cardiotorácicos em 11,9% dos casos. Procedimentos de trauma foram envolvidos em 1,7% dos casos.

Figura 11.1. Departamento onde esponjas são preteridas inadvertidamente. N= 319

O procedimento de contagem de materiais foi realizado em 247 dos casos. Quando a contagem foi realizada, analisou-se como sendo correta em 199 das vezes (80,6%). As contagens não foram realizadas em 28 de 319 (8,8%) dos eventos, dos quais 14 (50%) foram identificados como emergências. Dos relatos de esponjas retidas em procedimentos de cirurgia geral, a contagem de esponjas foi realizada em 72 de 80 (90,0%) e 62 (86,1%) dessas contagens foram consideradas corretas. Das esponjas retidas no abdômen/pelve durante procedimentos obstétricos e ginecológicos, sabe-se que a contagem foi realizada em 47 de 65 (72,3%) dos casos, com 32 (68,1%) considerados corretos. As contagens foram realizadas em 35 de 60 (58,3%) dos partos vaginais, dos quais 33 (94,3%) foram considerados corretos.

A detecção de materiais cirúrgicos de origem têxtil retidos na cavidade operatória através de radiofrequência (RF) ou de identificação por radiofrequência (do inglês Radio Frequency Identification - RFID) foi aplicada em nove eventos de corpo estranho retido na cavidade operatória e foram detectados em oito casos. Em seis deles, a tecnologia foi usada após a sutura da cavidade e o material foi removido durante o mesmo procedimento. Em um evento, a contagem de material estava correta, a tecnologia identificou um corpo retido e alarmou, mas a detecção foi ignorada. Em outro, o exame foi realizado na unidade de cuidados pós-anestésica. Houve um evento em que a tecnologia foi usada e não detectou a esponja, uma gaze foi retida durante uma cirurgia de trauma e encontrada durante uma operação secundária posterior planejada. A gaze não continha um chip RF ou um marcador radiopaco e a política do hospital não foi seguida. Dos oito casos em que o RF ou RFID empregada para a detecção do material identificou um corpo retido, a contagem de esponjas estava correta em seis (75%). Em cinco outros casos, a tecnologia de detecção de material retido estava disponível, mas não foi empregado.

O tempo para descoberta foi informado em 243 dos casos estudados e podem ser vistos na tabela 6.

Tabela 6. Tempo para descoberta em 243

Prazo	Número	%
Sala de Operação, pós-encerramento.	40	16,5
Hospitalização, alta	83	34,2
Dentro de 7 dias de alta	37	15,2
Maior do que 7 dias de alta	39	16,0
Maior do que 30 dias de alta	44	18,1
Desconhecido	76	16,5
Total	**243**	**100**

Com esse estudo foi possível identificar que as taxas de retenção inadvertidas de corpos estranhos continuam a ser um problema significativo. Um total de 1430 fatores contribuintes foi identificado, de modo que 1141 (79,8%) são relativos a fatores humanos. As causas mais comuns de retenção inadvertida foram: devidas à distração (21%), multitarefa (18%) e pressão de tempo/emergência (18%).

A contagem de esponjas foi relatada como completa em 77,4% dos casos de corpos retidos. Quando a contagem foi realizada, analisou-se como correta em 80,6% dos eventos envolvendo corpos retidos. Apresentou maiores índices em cirurgia geral (86,1%). Cinquenta por cento dos eventos em que uma contagem de esponja não foi realizada (14 de 28) foram procedimentos emergentes. Nestes casos, a contagem de esponjas não seria considerada a maior prioridade para o atendimento ao paciente.

A diversidade de fatores causadores e o fracasso da contagem de materiais para fornecer uma prevenção eficaz exigem a consideração de soluções tecnológicas. A tecnologia tradicional usada para este propósito tem sido as radiografias intraoperatórias. Isso tem sido feito rotineiramente quando uma contagem de esponja não é realizada ou apresenta diferença se confrontado ao resultado esperado.

No entanto, o uso de radiografias intraoperatórias para detectar itens cirúrgicos retidos foi considerado apenas 67% sensível. A Associação de Enfermeiros Registrados perioperatórios reconhece que a evidência coletiva sugere que a sensibilidade e especificidade da contagem manual e da radiografia são insuficientes para prevenir itens cirúrgicos retidos. Associações profissionais recomendam considerar outras tecnologias adjuntas.

O estudo conclui que o vasto número de fatores contribuintes identificados torna o refinamento dos processos atuais difícil de alcançar e provavelmente ineficaz para evitar todos os casos de retenção inadvertida de corpos estranhos. Recomenda-se a inserção de tecnologias de detecção de material cirúrgico para verificação antes da liberação da sala de operação/procedimento.

11.2.3. Three years evaluation of retained foreign bodies after surgery in Iran:

Analisando o terceiro e último dos trabalhos destacados, trata-se do estudo da avaliação ao longo de três anos de incidentes de corpos estranhos retidos após procedimentos cirúrgicos realizados no Irã. O estudo envolve 38 pacientes e em 73% dos casos o material preterido foi de origem têxtil. O maior índice de ocorrência foi na cirurgia geral (47%), seguido de cirurgias ginecológicas (34%), sendo 22 casos em pacientes do sexo masculino e 16 casos do sexo feminino.

O tempo médio para a descoberta de corpo estranho foi de 76 dias, com o tempo mínimo de 12 dias e o maior tempo de descoberta em cerca de 9 anos após a operação cirúrgica. Doze objetos retidos foram localizados por exame físico (31,57%) e 26 por exame radiológico (68,42%). Nenhuma morte foi atribuída a corpos estranhos retidos; no entanto, todos os casos exigiram um novo procedimento cirúrgico. Os pacientes apresentaram morbidade da retenção inadvertida de corpos estranhos, incluindo dor (84,32%), febre (51,32%), sepse (44,73%), abscesso intra-abdominal (23,68%), obstrução intestinal e perfuração intestinal (2,63%). Em nenhum dos casos o corpo estranho foi localizado de forma acidental durante um novo procedimento cirúrgico e todos eles tinham complacência com febre, dor e etc. Na Fig11.2. é possível ver a frequência do tipo de corpos estranhos retidos encaminhados para a administração de medicina forense. Materiais de origem têxtil é nitidamente o corpo estranho com maior ocorrência (74%).

Figura 11.2. Frequência do tipo de corpos estranhos retidos encaminhados para a administração de medicina forense.

Dos 38 casos relatados, o tipo de procedimento cirúrgico com maior incidência foi cirurgia geral com 18 casos (47,36%) e o de menor índice foram procedimentos cirúrgicos cardíacos, com dois casos (5,26%). A Fig 11.3. apresenta o gráfico de ocorrência de corpo retido por ala hospitalar.

Figura 11.3. Envolvimento de diferentes enfermarias de cirurgia para incidência de corpos estranhos retidos encaminhados à administração de medicina forense

A ocorrência de retenção de corpos estranhos ocorre nas mais diversas cavidades possivelmente presentes em todo corpo humano, a tabela 6 expõe os índices por região anatômica da localização de corpos estranhos do estudo apresentado.

Tabela 6. Área anatômica envolvida para corpos estranhos retidos encaminhados para administração de medicina forense.

Área Anatômica	Frequência (%)
Cavidade Peritoneal	21 (55,26%)
Cavidade Pleural	7(18,42%)
Trato Gastrointestinal	2 (5,26%)
Sistema Urogenital	3 (7,89%)
Área Facial	1 (2,63%)
Cavidade Pélvica	4 (10,52%)

A maioria dos objetos foi descoberta através de exame físico, raios-X ou sintomas relatados com tempo de descoberta variando de imediatamente cerca de 9 anos após a cirurgia. Existe uma padronização universal que adota protocolos de segurança para mitigação da ocorrência de corpos retidos inadvertidamente. Esses protocolos devem incluir contagens pré-operatórias e múltiplas pós-operatórias de todo material utilizado nos centros cirúrgicos. Os cirurgiões devem inspecionar rotineiramente o campo operatório e as cavidades corporais verificando a presença de objetos antes de fechar a cavidade. Todos os materiais têxteis devem possuir marcadores radiopacos para facilitar a detecção durante a radiografia. Realização de exames de radiografia de rotina no contexto de casos de emergência, quando vários procedimentos importantes estão sendo realizados envolvendo várias equipes cirúrgicas ou quando não é possível realizar a contagem também foram sugeridos.

Outros exames de imagem como ultrassonografia, tomografia computadorizada e ressonância magnética são ferramentas de diagnóstico disponíveis para identificação de objetos cirúrgicos não detectados por meio de inspeção visual do campo operatório, porém não são utilizáveis rotineiramente. A localização da cavidade corporal e o tipo de objeto cirúrgico ausente devem ser considerados ao escolher uma ferramenta diagnóstica apropriada. Por exemplo, embora as tomografias computadorizadas sejam ótimas para detectar esponjas estrangeiras retidas intra-abdominais, embora possa haver dificuldade na detecção de gossipibomas intratorácicos por meio de tomografia computadorizada. A técnica de raios-X é ideal para detectar agulhas preteridas, no entanto, deve ser notado que agulhas perdidas menores que 13 mm não podem ser detectadas usando qualquer tipo de varredura e a verdadeira significância clínica é discutível. Finalmente, a triagem radiográfica de casos de alto risco, independentemente da contagem, deve ser considerada. Em casos de alto risco, a triagem radiográfica pode ser necessária independentemente da contagem. A incidência de corpos estranhos pode ser reduzida alterando os protocolos já adotados. A contagem de dispositivos cirúrgicos é uma sensibilidade de apenas 77% e a radiografia cirúrgica de rotina necessita de um marcador radiopaco e de expor todo o campo cirúrgico para máxima eficácia. Dispositivo eletrônico baseado na detecção de código de barras e outros adjuntos tecnológicos para contagem de materiais estão sendo desenvolvidos. No entanto, nenhum desses sistemas de prevenção é confiável quando usado sozinho.

Analisando-se o tipo com maior índice de ocorrência de corpos estranhos retidos e também as mais frequentes alocações cirúrgicas, além dos métodos de mitigação da retenção de corpos estranhos, uma mistura de protocolos preventivos como a contagem regular de dispositivos, radiografia pós-operatória com marcadores radiopacos e avaliação exata da cirurgia local deve ser empregado para reduzir e até mesmo extinguir a ocorrência de corpos estranhos retidos e suas complicações.

11.3. Técnicas Existentes

Existem métodos para redução nos índices de retenção inadvertida de corpos estranhos, eles são compostos por técnicas de contagem do material em utilização na área cirúrgica, emprego de exames de imagem para localização de possíveis corpos retidos, além de tecnologias para auxiliar na detecção e alerta de material suspeito.

Estudos apontam a fragilidade do método de contagem amplamente empregado como ferramenta para conter casos de retenções inadvertidas de corpos estranhos. A ferramenta auxiliar mais empregada trata-se de radiografias intraoperatórias que em determinadas ocasiões não estão disponíveis nos centros cirúrgicos, além de frequentemente não identificarem os corpos preteridos. Os demais exames de imagens, usualmente, exigem que o paciente seja deslocado até o equipamento, o que é na maioria das vezes impossível pelo estado clínico em que o paciente se encontra ou até mesmo pela falta de disponibilidade do cirurgião e sua equipe.

Estudos realizados pela University Health System Consortium mostram que levando em consideração os custos com a realização do exame de raios-X, o tempo dos procedimentos cirúrgicos e os gastos gerados pelas implicações médicas legais relativas a retenções de corpos estranhos, superam o montante do investimento de inserção da tecnologia de radiofrequência.

Evidencia-se assim a importância da utilização de novas tecnologias para corroborar com os métodos já adotados. A tecnologia mais aplicada é a detecção por radiofrequência (RF) que inclui RF de baixa frequência e identificação por radiofrequência (RFID). Para o funcionamento dessa tecnologia é necessário fazer a inserção de chips no material que se deseja detectar para então ser realizada a varredura do local de interesse para o rastreio de corpos estranhos.

O método apresenta bons resultados, quando feita a análise do tempo gasto na verificação de corpos retidos antes e após a implementação do método, constatou-se uma redução de 79,6% desse tempo. Em um estudo realizado em 2148 cirurgias de emergência, foi constatado que em 977 casos não foi realizada a contagem antes da realização da sutura, e em 11 desses casos a retenção de corpo estranho foi evitada pela utilização do detector por RF. Instituições que equiparam seus centros cirúrgicos com detectores RF apresentaram uma redução de 93% na incidência de corpo estranho retido inadvertidamente na cavidade operatória.

11.4. Solução Proposta – Equipamento de Detecção

Com o propósito de desenvolver um novo meio de identificar materiais cirúrgicos no interior de cavidades operatórias, de forma distinta às técnicas já existentes destacadas anteriormente e precedendo a finalização do procedimento cirúrgico, idealizou-se um dispositivo capaz de perceber e alertar a presença de materiais utilizados no procedimento, pré-identificados com marcadores.

Dessa forma, implementou-se um dispositivo portátil para realizar a varredura da região operatória, ratificando a ausência de corpos retidos. Tal dispositivo detecta a localização de um marcador magnético que ao ser acoplado aos utensílios utilizados na operação podem ser localizados internamente ao paciente. Empregam-se três ou mais conjuntos de sensores magnéticos cada um tendo elementos sensores arranjados em modo conhecido.

Um obstáculo no desenvolvimento do dispositivo idealizado é a necessidade de desconsiderar o campo magnético terrestre e demais interferências, centros cirúrgicos são ambientes repletos de equipamentos propícios a causarem interferência dificultando assim a captura de sinais de interesse pelos sensores. Assim, para identificar os marcadores é necessário mitigar esses sinais indesejados e, ainda, desconsiderar o campo magnético terrestre. Para tal, elaborou-se um arranjo de sensores que, de forma física, possibilita trivialmente a redução de interferências e o cancelamento do campo geomagnético. Com uma distância conhecida entre os sensores e levando em consideração que ambos os sensores sofrem o mesmo efeito de interferência e influência do campo da Terra foi possível criar um arranjo capaz de identificar os marcadores magnéticos.

Cada elemento sensor identifica a intensidade do campo magnético gerado pelo magneto e fornece dados indicativos da direção do marcador magnético em um espaço tridimensional. O dispositivo usa equações fundamentais de eletricidade e magnetismo que relacionam intensidade de campo medido e gradiente de campo magnético à intensidade do dipolo magnético. Os valores do campo magnético previsto são comparados com os valores medidos reais fornecidos pelos sensores magnéticos. Baseado na diferença entre os valores previstos e os valores reais capturados, o dispositivo estima os valores da intensidade de campo magnético. Esse processo de iteração continua até que os valores previstos correspondam aos valores medidos dentro de um grau de tolerância desejado.

O marcador magnético não requer fonte de alimentação e mantém seu campo magnético indefinidamente, o que permite a detecção de materiais médicos sem as desvantagens associadas à utilização de uma fonte de alimentação interna ou externa. Em particular, ao evitar o uso de uma fonte de alimentação, as conexões elétricas indesejáveis para o uso de uma fonte de energia são evitadas. Desse modo, não há risco de choque elétrico (ou possivelmente a eletrocussão) ao paciente. Além do mais, o campo magnético estático do ímã não é atenuado através do tecido ou dos ossos do corpo. Esta propriedade permite o uso da presente invenção para detectar tubos médicos em qualquer posição dentro do corpo do paciente.

O funcionamento sintetizado do sistema pode ser descrito como: primeiramente, é feita a inicialização do sistema; posteriormente, é realizada a aquisição das intensidades de campo capturadas pelos sensores magnéticos de alta sensibilidade e, então, são enviados ao microcontrolador onde ocorre o cancelamento dos sinais indesejados e a busca por marcadores que, caso seja positiva, ativa o alerta, caso contrário, repete o procedimento. O sensor magnético retorna a intensidade de campo magnético nos eixos X, Y e Z.

Depois de realizada a captura dos sinais é feito o cancelamento dos dados indesejados, interferência e campo geomagnético, que atuam de forma semelhante em todos os sensores. Limites são impostos para alertar a presença de marcadores, caso sejam extrapolados. Esses limites levam em consideração possível pequena divergência entre os dados capturados.

O procedimento operacional padrão para a utilização do dispositivo ocorre da seguinte maneira: após ligar o dispositivo, é feita a calibração dos sensores que é sinalizado pelo acionamento do LED (verde). A calibração dura cerca de 1 minuto, um aviso sonoro é emitido ao fim da calibração; deve ser feita, então, a varredura com o dispositivo empunhado, a varredura deve ser feita a uma distância de cerca de 250 mm do corpo onde deseja verificar a presença de marcador, caso tenha a presença de um corpo com campo magnético forte, ocorrerá um alerta sonoro e visual enquanto o dispositivo se encontrar próximo ao corpo; ao afastar do marcador o sinal é desativado, um LED vermelho é acionado intermitentemente para indicar o funcionamento do equipamento.

Para realizar testes de funcionamento, foram confeccionados marcadores magnéticos de campo intenso, em cada gaze foi fixado um marcador e, posteriormente, elas foram inseridas em uma peça de origem animal (abdômen suíno). Na Figura 11.4 é mostrado o diagrama de funcionamento do sistema junto ao protótipo elaborado.

Figura 11.4 – Diagrama de funcionamento e protótipo desenvolvido com microcontrolador. A - Arranjo de sensores magnéticos para captura de campos magnéticos. B – Chave On-Off para ativação de dispositivo. C – LED para alertas visuais. D – Sistema microcontrolado, alimentação (bateria 9V) e alerta sonoro (Buzzer).

Os marcadores utilizados solucionam o problema da necessidade de comprar etiquetas específicas e também resolvem os problemas de resistência à temperatura de esterilização, facilidade de transporte e utilização rápida, podem ser esterilizados pelos métodos utilizados na área médica, atendem às necessidades de custo do sistema público de saúde. Dadas suas dimensões reduzidas possibilitam a simples fixação nos materiais que se deseja localizar. A figura 11.5 representa um possível magneto a ser utilizado como marcador, é possível notar sua dimensão reduzida.

Os materiais utilizados podem ser reciclados, reduzem custo operacional, pois não exigem mão de obra qualificada, aumentam a qualidade do procedimento no tocante à mão de obra cansada após longas cirurgias, não utilizam dispositivo previamente patenteado, não exigem alteração e/ou instalações na sala cirúrgica.

Fig. 11.5: Marcador Magnético confeccionado em material de campo magnético de alta intensidade. Encontra-se ao lado de uma moeda de dez centavos de real para apresentar uma noção de dimensões.

11.5. Resultados

Testes foram realizados para validar a eficiência e eficácia na detecção dos marcadores magnéticos alojados sob a peça de ensaio. Nos ensaios foram verificados: a distância de detecção; a ocorrência de falsos positivos quando ocorre acionamento do alarme sem a presença do marcador; e a ocorrência de falso negativo quando não ocorre a detecção do marcador. Para detecção da gaze munida de marcador magnético foram coletados dados de intensidade de campo do local de interesse, posteriormente, os cancelamentos necessários foram realizados e o resultado foi verificado. Caso tal intensidade ultrapasse os limites pré-estabelecidos, um sinal de alerta é emitido para indicar a existência de marcador.

Para realizar os ensaios de bancada foram empregados: o dispositivo detector, gazes identificadas com marcadores magnéticos, fita métrica graduada e uma peça suína com espessura média de cem milímetros.

De forma sucinta, os ensaios para determinação da distância limite de detecção foram feitos da seguinte maneira:

1.Sob a peça de origem animal (abdômen suíno) foi inserido um conjunto gaze – marcador;

2. Realizou-se a varredura com o dispositivo detector;

3.Com o auxílio da fita métrica, aferiu-se a distância de detecção.

Para os ensaios de falsos positivos foram realizadas varreduras sem a presença do marcador magnético sob a peça suína. E para os ensaios de falso negativo, as varreduras foram feitas com marcador inserido sob a peça. No ambiente de ensaio estavam presentes diversos dispositivos elétricos e eletrônicos que são possíveis causadores de interferência na captura de dados, fato esse relevante para ratificação da capacidade de cancelamento desses fatores por parte do dispositivo.

Os ensaios revelaram a possibilidade de detecção do marcador na configuração acima mencionada até a uma distância de 30 cm, e não houve ocorrências de falsos positivos e/ou negativos durante os ensaios.

11.6. Considerações Finais

Os resultados obtidos nesse trabalho mostram a capacidade do dispositivo desenvolvido para a detecção de marcadores magnéticos sob um espesso tecido animal, dessa forma, possibilitando seu emprego como ferramenta utilizada para evitar o preterimento de corpos estranhos pós-procedimentos cirúrgicos. O equipamento de detecção é de baixo custo e quanto à sua aplicabilidade, há a vantagem de apresentar curto período de tempo para verificação total da cavidade operatória.

Portanto, os principais pontos positivos do dispositivo podem ser citados como: o fato de não haver necessidade de adequação das instalações hospitalares para o funcionamento do dispositivo; a estabilidade operacional; a possibilidade de reciclagem dos marcadores magnéticos; segurança para o paciente e para a equipe médica; fácil manipulação e entendimento de funcionamento; e baixo tempo de escaneamento para verificação.

Devido a todos os benefícios citados, o equipamento pode ser considerado uma potencial solução adequada à realidade da saúde pública brasileira.

Agradecimentos

Agradecimento ao Centro de Competência em Manufatura - CCM ITA e ao Laboratório Aberto do ITA pelo apoio no desenvolvimento das peças manufaturadas. À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior CAPES pelo financiamento do projeto. Ao Engenheiro Evaldo Carlos pelo apoio na idealização e desenvolvimento de todo o projeto.

Lista de Siglas e Símbolos

RICE-Retenção Inadvertida de Corpos Estranhos

RF-Radiofrequência

RFID-Identificação por radiofrequência

Referências

1. Alper, S., Tahsin, C., Enver, R., et al. (2015) "Intra--abdominal Gossypiboma Revisited: Various Clinical Presentations and Treatments of this Potential Complication." Indian J Surg.77(Suppl 3):S1295–S1300.

2. Antonio, A. and Vieira, C. (2018) "Evaluation of radiofrequency electronic system in intraoperative monitoring of surgical textiles." einstein (São Paulo). 16(1):eAO3997.

3. Birolini, D., Rasslan, S. and Utiyama, E. (2016) "Unintentionally retained foreign bodies after surgical procedures. Analysis of 4547 cases." Rev. Col. Bras. Cir. 43(1): 012-017

4. Debnath, D., Buxton, J.K. and Koruth, N.M. (2005) "Two Years of Wait and 7000 Miles of Journey: The Tale of a Gossypiboma." Int Surg. 90:130-3.

5. Gawande, A.A., Studdert, D.M., Orav, E.J., Brennan, T.A., Zinner, M.J. (2003) "Risk Factors for Retained Instruments and Sponges after Surgery." Engl J Med.348(3):229-35.

6. Iglesias, A.C. and Salomão, R.M. (2007) "Gossipiboma infra-abdominal - Análise de 15 casos." Rev. Col. Bras. Cir. 34, 2: 105-113

7. Kamal, E., Kamal, A. and Rami, J. (2005) "Retained Surgical Sponges (Gossypiboma)." Asian Journal of Surgery.

8. Rappaport, W. and Haunes, K. (1990) "The retained surgical sponge following intra- abdominal surgery: a continuing problem." Arch Surg.125(3):405-7.

9. Rupp, C. C. et. Al. (2012) "Effectiveness of a Radiofrequency Detection System as an Adjunct to Manual Counting Protocols for Tracking Surgical Sponges: A Prospective Trial of 2,285 Patients." American College of Surgeons.

10. Schanaider, A. and Manso, J.E.F. (2006) "Corpos estranhos Provenientes de Acesso Cirúrgico à Cavidade Abdominal. Aspectos Fisiopatológicos e Implicações Médico Legais." Rev Col Bras Cir. 33(4):250-5.

11. Schanaider,A; Manso, JEF. FOREIGN BODIES FOLLOWING INTRA-ABDOMINAL SURGERIES. 2006.

12. Sengupta, A et. Al. Computer-aided detection of retained surgical needles from postoperative radiographs. American Association of Physicists in Medicine. 2016.

13. Simonsen, G.D.M. Detecção De Corpos Estranhos Metálicos Não-magnéticos Por Transdutores Gmr. 2013.

14. Yildirim, S., Tarim, A., Nursal, T.Z., et al. (2005) "Retained Surgical Sponge (Gossypiboma) after Intraabdominal or Retroperitoneal Surgery: 14 Cases Treated at a Single Center." Langenbeck's Archives of Surgery. [E pub ahead of print].

15. Zarenezhad, M., Gholamzadeh, S., Hedjazi, A., et al. (2017) "Three years evaluation of retained foreign bodies after surgery in Iran." Annals of Medicine and Surgery. 15 22-25.

16. Zbar, A.P., Agrawal, A., Saeedi, I.T., et al. (1998) "Gossypiboma Revisited: A case Report and Review of the Literature." J R Coll Surg Edinb.43:417-8.

12. *GHOST SWIMMER* - AVALIAÇÃO DO CONDICIONAMENTO FÍSICO DE NADADORES ATRAVÉS DE UM SISTEMA EMBARCADO DE LEDS IMPERMEÁVEIS

Liebson Henrique Bezerra Lopes[1,2,3],Thiago Alefy Almeida e Sousa[1,4], Ezequiel Soares da Silva[1,5], Thomas Philippe da Silva Arruda[1,5], Jonathan Sadrack Amâncio da Silva Cabral[1,5], Adalberto Veronese Costa[1,6,7]

1. Laboratório de Avaliação do Desempenho Aquático da Faculdade de Educação Física da Universidade do Estado do Rio Grande do Norte (LADA/FAEF/UERN).
2. Discente de Ciência e Tecnologia da Universidade Federal Rural do Semi-Árido (C&T/UFERSA)
3. Mestrando do Programa de Pós-Graduação em Saúde e Sociedade da Universidade do Estado do Rio Grande do Norte (PPGCSA/UERN).
4. Discente do Departamento de Informática da Faculdade de Ciências Exatas e Naturais da Universidade do Estado do Rio Grande do Norte (DI/FANAT/UERN).
5. Discente da Faculdade de Educação Física da Universidade do Estado do Rio Grande do Norte (FAEF/UERN).
6. Docente da Faculdade de Educação Física da Universidade do Estado do Rio Grande do Norte (FAEF/UERN)
7. Docente do Programa de Pós-Graduação em Saúde e Sociedade da Universidade do Estado do Rio Grande do Norte (PPGCSA/UERN).

Abstract

In microelectronics, chips have been becoming much more potent in processing capacity, smaller and cheaper, enabling to extend their use for various purposes. However, when it comes to health purposes, accuracy and robustness are required in order that no risks are caused to the subject. In the evaluation of physical exercise, caution is necessary to the construction of equipment complying with scientific authenticity criterion. In swimming, the big challenge is creating impermeable equipment and increasingly near to its reality, that is, inside of water evaluating in real time the swim execution. This study's objective was to develop an embedded system with impermeable LED lamps, named the Ghost Swimmer, which through control of swim rhythm evaluates the physical conditioning of people who practice swimming. This chapter will approach the main physical tests and equipment that are applied to swimming, the use of embedded systems and their possibilities in sport, as well as the application of the Ghost Swimmer in swimming practitioners. Therefore, this system will be a device able to evaluate, through visual stimuli, physical conditioning of swimmers, in consequence of intensity control by the progressive rhythm, when associating with physiological equipment of direct analysis, it will be able to estimate oxygen volume and by biomechanical aspects, analyze the swim technique. Keywords: Technology, Health, Physical Education, Sport, Swimming.

Resumo

Na microeletrônica, os chips vêm se tornando muito mais potentes em capacidade de processamento, menores em tamanho físico e mais baratos, possibilitando ampliar sua utilização para diversos fins, porém, quando voltados para a saúde, requerem precisão e robustez para que não provoquem riscos ao sujeito. Na avaliação do exercício físico, também são necessários estes cuidados para a construção de equipamentos atendendo a critérios de autenticidade científica. Na natação, o grande desafio está na criação de equipamentos impermeáveis e cada vez mais próximos da sua realidade, ou seja, dentro da água, avaliando em tempo real a execução do nado. O objetivo deste estudo foi desenvolver um sistema embarcado com lâmpadas LED impermeáveis que avalie, através do controle do ritmo de nado, o condicionamento físico de pessoas que praticam natação, denominado Ghost Swimmer. Neste capítulo serão abordados os principais testes físicos e equipamentos aplicados à natação, o uso de sistemas embarcados e suas possibilidades no esporte, bem como a aplicação do Ghost Swimmer em praticantes de natação. Portanto, este sistema será uma ferramenta que permitirá, através de estímulos visuais, avaliar o condicionamento físico de nadadores, pois em decorrência do controle da intensidade pelo ritmo progressivo, quando associado a equipamentos fisiológicos de análise direta, poderá estimar o volume de oxigênio e pelos aspectos biomecânicos, analisar a técnica de execução dos nados. Palavras-Chave: Tecnologia, Saúde, Educação Física, Esporte, Natação.

12.1. Introdução

Com a evolução da microeletrônica os chips vêm se tornando muito mais potentes em capacidade de processamento, menores em tamanho físico e mais baratos, possibilitando ampliar sua utilização para diversos fins, onde no passado não era viável aplicar tais soluções devido à dificuldade de acesso e custo elevado [Karvinen e Karvinen 2016]. Desde então, os sistemas embarcados, responsáveis por executarem tarefas especificas, vêm se tornando cada vez mais populares e presentes em nossas vidas (como um controle remoto para ligar uma TV ou abrir um portão), equipamentos que somente as indústrias especializadas fabricariam, hoje podem ser construídos dentro de nossas casas, utilizando qualquer uma das diversas plataformas disponíveis no mercado [Almeida, Moraes e Seraphim 2016)].

Tratando-se da atividade física e do esporte, com os avanços científicos e tecnológicos, observa-se que os testes físicos estão cada vez mais adaptáveis às condições reais de seus praticantes graças a presença de microcontroladores que contribuem para uma diminuição da margem de erro nos resultados e na facilidade de manuseio destes equipamentos [Daniel, Klein e Valner 2008; Mauricio et al. 2013; Sousa et al. 2012]. Desta forma, as avaliações físicas, são essenciais para estabelecer as condições reais dos sujeitos, permitindo a realização de programas de atividade física ou treinamento desportivo em conformidade com as suas características individuais [Fernandes Filho 2003]. Idealizar instrumentos de avaliação possibilita oferecer alternativas cada vez mais próximas à realidade dos seus adeptos e, neste caso, com a natação não seria diferente.

Considera-se que a natação não se limita ao ato de se deslocar no meio líquido no menor tempo possível, como pode ser visto em competições. Entende-se que é uma atividade motora na água com diferentes contextos mediante os objetivos voltados para seus adeptos, compostos pelo esporte competitivo e não competitivo, lazer e saúde [Escalante e Saavedra 2012]. Para uma melhor eficiência de deslocamento na água, diferentemente de atividades semelhantes à hidroginástica, são necessárias situações que façam com que seus praticantes realizem gestos motores economicamente, ou seja, quanto menor o arrasto do corpo na água maiores serão as possibilidades de deslocamento com um menor esforço [Seifert et al. 2010; Silva et al. 2006]. Neste sentido, o monitoramento de praticantes de natação utilizando-se da tecnologia permite através de testes físicos na água uma maior eficácia no alcance de objetivos ligados à saúde ou ao desempenho físico [Costa et al. 2012; Silva et al. 2010].

O Ghost Swimmer (GS) surgiu através de um teste que estima o Volume de Oxigênio Máximo (VO2máx) para praticantes de natação denominado Progressive Swim Test (PSwT) [Veronese da Costa et al. 2012]. O PSwT possui bips sonoros transmitidos ao nadador através de um MP3 sub aquático para identificar a localização inicial, central e final da piscina, realizando um ritmo de nado progressivo com a diminuição do tempo dos bips. Com a criação do GS, será possível acompanhar o ritmo de nado através de LEDs com perspectivas de validação para praticantes de natação, atletas e deficientes auditivos, bem como o ritmo de atividades gerais dentro e fora da água a depender do tipo de exercício e da distância de execução.

A grande vantagem da tecnologia atual é que não será mais necessário esperar por indústrias para solucionar um determinado problema, de modo que seria particular a um pequeno grupo de pessoas ou até mesmo uma única pessoa, uma placa controladora de plataforma open source, por exemplo, poderá facilmente ser comprada para a criação dos próprios equipamentos da equipe, pois serão usados especificamente para suprir as necessidades da mesma (Monk, 2013). Cada vez mais o uso desses dispositivos vem sendo simplificado para alcançar o maior número de usuários, o funcionamento é padrão e resume em poucas etapas. Primeiramente, identifica-se o problema, encontra-se uma solução e codifica-se na linguagem de programação da plataforma que será

utilizada, em seguida, esse software será gravado em um chip (Microcontrolador) que será responsável por executar o programa e fazer todas as leituras do hardware (Sensores e Atuadores) que estejam conectados à placa de comando, permitindo, desta forma, controlar processos com exatidão e confiabilidade [Daniel et al. 2008; Karvinen e Karvinen 2016; Metre 2016].

Assim, o sistema embarcado de LEDs impermeáveis – Ghost Swimmer, apresenta-se ao mercado tecnológico como uma ferramenta de alta precisão para a avaliação do condicionamento físico, adaptando-se a situações reais de determinado esporte, especialmente para exercícios aquáticos como a natação.

12.2 Avaliação física aplicada à natação e seus equipamentos tecnológicos

Os programas de atividades físicas e esportivas vêm se utilizando de tecnologias cada vez mais adaptáveis às condições reais do movimento humano contribuindo para uma diminuição da margem de erros devido à facilidade no manuseio destes equipamentos e na análise dos resultados [Almerida, Moraes e Seraphim 2016].

O monitoramento das variáveis fisiológicas são extremamente importantes para a saúde e para a performance do ser humano [Akalan, Kravitz e Robergs 2004; Renoux 2001; Spurway, MacLaren e Cracknell 2006]. Neste sentido, a aplicação de testes máximos ou submáximos para a avaliação física dependem de alguns aspectos específicos a considerar: o tipo de indivíduo que executará o teste no que se refere à idade, condição física e de saúde, o acesso a equipamentos de ponta considerados como Gold Standard, bem como profissionais especializados [Akalan et al. 2004; Costa et al. 2012; Escalante e Saavedra 2012).

Considerando os vários tipos de testes existentes para a avaliação de indivíduos no meio aquático, destacamos três grandes linhas: Testes Contínuos - testes que avaliam a maior distância a ser nadada pelo sujeito em tempo determinado; Testes Intervalados - realizados em séries com várias repetições para que nos intervalos de descansos possam avaliar o sujeito e Testes Progressivos - a cada etapa de dado percurso a ser nadado ocorre um aumento da intensidade do nado, determinado pela diminuição do tempo de execução do referido percurso [Colantonio e Kiss 2007;Veronese da Costa et al. 2012].

No que tange aos testes contínuos, um dos mais conhecidos da natação é o teste T30, baseia-se em nadar a maior distância possível no período de 30 minutos, mantendo uma regularidade desde o início até o final do teste [Deminice et al. 2007]. Quanto aos testes intervalados, um dos mais utilizados na natação é o teste de duas velocidades (2V), caracterizado por nadar duas vezes a distância de 400 metros, sendo a primeira a 85% e a segunda a 100% do tempo pessoal [Mader et al. 1976; Olbrecht et al. 1985). Dentre os testes progressivos, destacamos o Progressive Swim Test (PSwT) que tem como objetivo o monitoramento do nado baseado no maior número de voltas em uma piscina de 25 metros, com intensidade de fases estabelecidas por sinais sonoros a cada 50 metros que possibilitam estimar o VO2max para praticantes de natação [Veronese da Costa et al. 2012; Veronese da Costa et al. 2013; Veronese da Costa et al. 2016].

Existem ainda no mercado equipamentos de avaliação do desempenho aquático que medem diretamente o condicionamento físico de nadadores. Normalmente, estes equipamentos apresentam um alto nível de sofisticação e valor aquisitivo, mas só é possível encontrá-los em grandes clubes e laboratórios de pesquisa.

Podemos destacar o Swimming Flume, que corresponde a um tanque com paredes confeccionadas e materiais transparentes, onde a água circula em velocidades preestabelecidas graças à ação de motores, permitindo ao nadador realizar um nado estacionário, tornando mais proficiente a avaliação biomecânica do nado e suas variáveis fisiológicas [Castro et al. 2010; Narita, Nakashima e Takagi 2017].

Figura 12.1 - Swimming Flume OTC / Saaleproduzido pela Technishes Zentrum

Fonte: https://www.tz-leipzig.com/

Outro equipamento utilizado para a natação é o *K5*, que mensura através do método de retro extrapolação a consecução de valores do VO_2máx [Baldari et al. 2015]. Para a natação, é utilizado um snorkel modificado, vinculado a um sistema de válvulas para a análise de gases *breath-by-breath* denominado *Aquatraniner* [Ribeiro et al. 2016].

Figura 12.2 - Analisador metabólico de gases K5 com o snorkel Aquatrainer produzido pela Cosmed

Fonte: https://www.cosmed.com

Um equipamento que também podemos citar é o Tethered Swimming, que tem por objetivo avaliar as forças aplicadas pelo nadador, uma vez fixado a um cabo durante a execução do movimento, avaliando a carga exercida através de transdutores conectados a um computador [Santos et al. 2012].

Figura 12.3 - Tethered Swimming produzido pela CEFISE Biotecnologia Esportiva

Fonte: http://www.cefise.com.br/

Existem ainda os ergômetros de corpo inteiro em que utiliza-se equipamentos isocinéticos que permitem simular os movimentos da natação em seco [Agnelli e Mercer 2018].

Figura 12.4 – SwimErg produzido pela VASA

Fonte: https://vasatrainer.com/

Portanto, acredita-se que a relação entre a avaliação física e a tecnologia atual, apresentadas pelos microcontroladores, sensores e atuadores, permitem testar, medir e avaliar o indivíduo em situações reais no esporte. O GS, por sua vez, será uma ferramenta de avaliação para profissionais de educação física que contribuirá para a orientação no controle das cargas de treino em atividades aquáticas, especialmente na natação.

12.3 O uso de sistemas embarcados e suas possibilidades no esporte

Os sistemas embarcados são dispositivos computacionais de propósito específico, de baixo processamento quando comparados a computadores. Diferentemente dos computadores que podem executar diversas tarefas ao mesmo tempo de um centro de entendimento, pode alternar para ser um telefone ou um editor de texto. Os sistemas embarcados só executam uma única tarefa para a qual foram desenhados e programados. Podemos usar como exemplo um micro-ondas, por mais que o processador dele possa executar outras tarefas, ele foi programado apenas para aquecer comida e o usuário não poderá modificar [Oliveira e Andrade 2010; Siqueira et al. 2006].

Praticamente todos os equipamentos que estejam ligados na rede elétrica ou que estejam sendo alimentados por pilhas são sistemas embarcados, como: Mp3 player, celulares, impressoras, escadas rolantes, entre outros. Estamos cercados por esses dispositivos que até pouco tempo seria necessário uma indústria produzir para que a população tivesse acesso. Considerando que no cenário atual os chips estão cada vez menores, mais potentes e com um custo menor, há uma crescente no surgimento de várias plataformas abertas de baixo custo direcionadas ao público comum, permitindo que qualquer pessoa possa desenvolver sua própria tecnologia, sendo uma das mais conhecidas plataformas os Arduinos [McRoberts 2011].

Figura 12.5: Placa Arduino Uno

Fonte: www.arduino.cc

O Arduino é um pequeno "computador" que pode ser programado para interagir com o ambiente ou apenas executar um conjunto de comandos definidos pelo programador. Quando existe a interação com o ambiente, pode ser feita através de sensores que irão fazer uma leitura, informar os dados para o microcontrolador e dependendo do estado dessas leituras, será dada uma ou mais instruções para os atuadores. Uma aplicação simples para entendimento é o acendimento de um LED por 10 segundos utilizando o Arduino; o sensor seria um botão, o microcontrolador verificaria se o botão foi pressionado, se sim, o LED que é o atuador acenderia por 10 segundos e depois desligaria [Monk 2013].

Existem vários modelos de placas Arduino, porém, o que define aquela que melhor se adequa a determinado projeto será a sua aplicabilidade, quantos pinos serão necessários e quais tipos de sensores e atuadores serão utilizados [Siqueira et al. 2006]. A grande maioria das aplicações desenvolvidas com esses dispositivos visam resolver problemas triviais dos hobistas ou makers, pois não apresentam nenhum risco. O cenário muda quando essa plataforma é utilizada por pesquisadores em seus laboratórios, ao aplicar o rigor cientifico e validando os procedimentos de atuação, quando são desenvolvidos novos equipamentos para atividades críticas que envolvem riscos.

Os sistemas críticos apresentam algumas diferenças dos sistemas convencionais. Por mais que sejam de pequeno porte, é preciso que tenham robustez, redundâncias para o sistema não parar em caso de falhas e devido à complexidade deste tipo de projeto, remete no aumento de custo do produto [Almerida et al. 2016]. Esses sistemas são comumente utilizados na área da saúde, área em que não se toleram falhas, pois qualquer funcionamento anormal desses equipamentos colocaria a vida dos pacientes em risco.

12.4 *Ghost Swimmer*: o processo de desenvolvimento e sua aplicação na natação

12.4.1 O software e suas possibilidades de atuação

Os avanços tecnológicos e de inovação vêm auxiliando no nosso cotidiano em vários momentos por desempenhar um papel relevante na sociedade atual em várias áreas do conhecimento, dentre elas a saúde, por oferecer um ambiente tecnológico com novas formas de monitoramento [Uchôa et al. 2018].

Considerando que o esporte permite uma vida saudável com fins de condicionamento físico e não de alto rendimento, surge a necessidade de acompanhar praticantes de natação durante o exercício físico, sabendo-se que o tempo é o principal fator de controle da intensidade dos nados (Veronese da Costa et al. 2012). Neste sentido, o equipamento GS foi criado para avaliar atletas amadores através do acompanhamento das atividades prescritas por profissionais de educação física. Baseia-se em estímulos luminosos através de LEDs impermeáveis colocados submersos no piso de uma piscina, programados a atuar progressivamente para verificar a intensidade pela distância que o sujeito será capaz de nadar.

O software para o GS foi desenvolvido utilizando a IDE Arduino 1.8.7, linguagem de programação C++, considerada de alto nível, associada à biblioteca Adafruit_NeoPixel. O software é responsável por fazer a divisão e controle de acionamento dos 125 LEDs distribuídos em uma piscina semiolímpica (25 metros) em três partes, sendo duas de cinco metros iniciais e finais (25 LEDs) e uma de 15 metros (75 LEDs) no centro da piscina, com tempo adequado e cores para a criação de um ritmo de natação para o exercício sugerido.

O software tem seu funcionamento lógico onde inicia a execução quando recebe o comando de início do botão físico ou ao receber o comando de início por meio do bluetooth, conforme os passos do fluxograma a seguir.

Figura 12.6: Representação esquemática de funcionamento Ghost Swimmer

Existem quatro funções de acionamento dos LEDs: PiscarLedVermelhoIda, PiscarLedAzulIda, PiscarLedVermelho-Volta, PiscarLedAzulVolta que são ativadas passando como parâmetro o LED inicial e o final de cada parte da piscina semiolímpica de ida e volta do GS.

Figura 12.7: Funções responsáveis pelo acionamento dos LED's

```
PiscarVermelhoIda(0,25);
PiscarAzulIda(26,99);
PiscarVermelhoIda(100,125);
PiscarVermelhoVolta(125,100);
PiscarAzulVolta(99,26);
PiscarVermelhoVolta(25,0);
```

Essas funções são responsáveis por fazer o controle de acionamento dos LEDs que recebem o tempo de execução entre os acionamentos da função delay (X) dentro de cada função de controle, proporcionando uma pausa na execução. O tempo de pausa é passado como parâmetro em um número inteiro que é representado em milissegundos, como podemos exemplificar na figura 8.

Figura 12.8: Função acionamento de LED's

```
 void PiscarVermelhoIda(int inicial, int final){
  int i;
if(Piscina == 0){
  for(i=inicial;i<final;i++){
  pixels.setPixelColor(i, pixels.Color(0,255,0));
  pixels.show();
  delay(Delay);
  pixels.setPixelColor(i, pixels.Color(0,0,0));
  int j;
  int q;

  for(q=0;q<4;q++){
    if(i+q>final){
      pixels.setPixelColor(i+q, pixels.Color(0,0,255));
      }
      else{
      pixels.setPixelColor(i+q, pixels.Color(0,255,0));
      }

    }
    if(i!= 100 || i != 25){
    pixels.setPixelColor(i, pixels.Color(0,0,0));}
    else{
     pixels.setPixelColor(i, pixels.Color(0,255,0)); }
    pixels.show();
      delay(Delay);
  }}
```

O tempo de pausa que cada interação de 50 metros de nado terá entre os 125 LEDs é representado na tabela abaixo.

Tabela 1: Tempo delay a cada duas piscinas de 25 metros

Interações de 50 metros	Tempo Delay(Milissegundos)
1	28300/250 = 113,2 milissegundos
2	27300/250 = 109,2 milissegundos
3	26300/250 = 105,2 milissegundos
4	25300/250 = 101,2 milissegundos
5	24300/250 = 97,2 milissegundos
6	23300/250 = 93,2 milissegundos
7	22300/250 = 89,2 milissegundos
8	21300/250 = 85,2 milissegundos
9	20300/250 = 81,2 milissegundos
10	19300/250 = 77,2 milissegundos
11	18300/250 = 73,2 milissegundos
12	17300/250 = 69,2 milissegundos
13	16300/250 = 65,2 milissegundos
14	15300/250 = 61,2 milissegundos
15	14300/250 = 57,2 milissegundos
16	13300/250 = 53,2 milissegundos

O delay inicial que ocorre com o tempo inicial é 28,3 segundos e os seguintes tempos são calculados fazendo o decremento de 1000 milissegundos a cada 50 metros, estimulando o nadador a acompanhar os LEDs, para que desta forma, tenha a sua velocidade de nado aumentada progressivamente até que o delay seja menor que 53 milissegundos por LED ou 800 metros de nado [Veronese da Costa et al. 2013].

Assim, esse software associado ao equipamento de LEDs impermeáveis, permitirá aos seus usuários atletas amadores e treinadores obter informações voltadas a avaliação física, tornando-o uma ferramenta viável para prescrição e acompanhamento dos exercícios físicos. Pretende-se a posteriori a criação de um banco de dados com informações registradas pelos usuários.

12.4.2 O Hardware e o funcionamento dos LEDs impermeáveis na piscina.

Já vimos que os sistemas embarcados estão presentes em toda a parte, tão presente que muitas vezes não são notados. No esporte não é diferente, pois atletas profissionais e amadores e seus professores/treinadores tem acesso a esses equipamentos, desde um simples cardiofrequencímetro até os mais complexos, como um K5 que só encontramos nos grandes centros. Diante de uma infinidade de possibilidades no campo da saúde e do esporte, o GS é mais uma que poderá ser utilizada em conjunto com outros equipamentos.

O GS surgiu da necessidade em ritmar o nadador progressivamente, evitando falhas no aumento da intensidade a ser proposta pelo professor ou treinador. Nosso equipamento é preciso em ritmar o nado, pois dispõe lâmpadas que são colocadas no fundo da piscina para que o nadador as acompanhe. Os LEDs não se deslocam fisicamente, utilizamos um software para que ligue e desligue as lâmpadas em sequência dando a impressão de deslocamento.

Inicialmente o GS contava apenas com 25 lâmpadas, dispostas em barras de um metro que ligavam inteira, dando apenas 25 pontos para o nadador verificar sua posição em relação à posição desejada. Esse foi o primeiro desenho que não chegou a ser produzido. Podemos visualizar o esquema elétrico reduzido com apenas 10 LEDs (figura 12.9).

Figura 12.9 - primeira versão do Ghost Swimmer simulada através do Fritzing.

Fonte: http://fritzing.org/home/

Nessa versão teríamos um gasto muito elevado só com fiação, pois nessa configuração, seria exigido um fio condutor (vermelho) para cada lâmpada do circuito e um outro fio condutor comum (preto), além de utilizar uma placa Arduino Mega (a maior dos Arduinos), pois seriam necessários muitos pinos para esse sistema funcionar e o fator que mais desagravada nessa versão era sua alimentação, que seria ligada diretamente na rede elétrica causando preocupação quanto à segurança durante o uso do equipamento na água.

Para o melhoramento da segunda versão, foi utilizado um tipo de LED com endereçamento digital, em que cada um possui um número, possibilitando aumentar a quantidade de lâmpadas de 25 para 125 pontos, aumentando em cinco vezes a resolução. Desse modo, conseguimos diminuir a placa do Arduino e passamos a utilizar a placa Arduino Nano, pois agora necessitaria de um pino para controlar quantos pontos de luz fossem necessários. Com essa vantagem, foi possível executar uma mudança primordial na segurança, pois agora, o equipamento funciona apenas com um carregador de celular portátil, sendo possível alimentá-lo sem riscos de contato com a rede elétrica, funcionando apenas com uma bateria de 5v, tornando-o muito mais compacto e eficiente.

Figura 12.10 – Segunda versão do Ghost Swimmer através do Fritzing.

Fonte: http://fritzing.org/home/

Assim, a partir da segunda versão o Ghost Swimmer tornou-se viável tanto comercialmente quanto para a prescrição do exercício físico. Nesta proposta, estabelecemos um ritmo de nado progressivo por cada volta nadada na piscina. Ao controlar o ritmo dos LEDs, caberá criar diferentes situações de treinamento na água e até mesmo fora, a depender da necessidade a criatividade tanto do professor/treinador quanto do praticante/atleta.

12.4.3 Orientações de uso e aplicação do *Ghost Swimmer* na natação

O Ghost Swimmer, patenteado no INPI através da Universidade do Estado do Rio Grande do Norte (BR1020170246531), é um sistema embarcado de lâmpadas LEDs RGB impermeáveis que corresponde a 25 peças de alumínio de um metro, posicionado no piso da piscina, alinhado à faixa preta de uma raia, acionado por botão start/stop manual ou via bluetooth, que tem como objetivo realizar um ritmo progressivo do piscar de LEDs para que praticantes de natação consigam acompanhar até a sua exaustão, seguindo o mesmo protocolo para nadadores do (PSwT).

Figura 12.9 – Ghost Swimmer

Fonte: https://www.youtube.com/watch?v=_te5uRRdFjY

Baseado no Universite de Montreal Track Test por possuir multiníveis de corrida através de bips sonoros, o PSwT, com o mesmo procedimento, os envia por um MP3 subaquático, ocorrendo um aumento da intensidade, objetivando avaliar o VO2máx de uma maneira comercialmente disponível e aplicável [Veronese da Costa et al. 2012; Veronese da Costa et al. 2013; Veronese da Costa et al. 2016]. O PSwT foi idealizado visando a criação de um teste no meio aquático, em piscina de 25 metros, que pudesse avaliar praticantes de natação não atletas, sabendo-se que os testes específicos existentes são inviáveis para alguns nadadores e professores/treinadores devido ao seu alto custo.

Figura 12.10 – Nadador com um Mp3 Subaquático Finis localizado próximo ao ouvido que imite bips sonoros por vibração de condução óssea durante a realização do Progressive Swim Test

Fonte: https://www.youtube.com/watch?v=uSSftEoMpkw

Neste sentido, com o GS, o nadador terá que acompanhar os LEDs, conforme a velocidade proposta para progressão, assim, a cada 50 metros, ou duas piscinas nadadas, terá uma diminuição de um segundo no tempo, proporcionando um aumento da intensidade. As duas primeiras piscinas a serem nadadas terão o tempo de 56”60, ou seja, o tempo de 28”30 segundos para cada. O teste chega ao fim quando o nadador por duas vezes não conseguir chegar nos LED vermelhos, localizados nos cinco metros iniciais e finais da piscina, como também quando este chegar à fadiga, não conseguindo continuar o teste. Este equipamento, para efeito de validação, pretende relacionar o protocolo já validado pelo PSwT e equipamentos de análise direta com o GS, pois através das variáveis frequência cardíaca e número de piscinas executadas, será possível estabelecer uma equação matemática capaz de estimar o VO2máx [Veronese da Costa et al. 2013]. Vale salientar, que para o nadador participar deste teste terá que ser capaz de nadar por no mínimo 4 minutos ininterruptos, em conformidade com a literatura voltada para a fisiologia da natação para que o nadador possa alcançar seus limiares ventilatórios [Castro et al. 2010; Veronese da Costa et al. 2016).

Este equipamento, por ter a capacidade de realizar a intensidade do exercício de forma progressiva, permitirá obter outras informações fundamentais para a avaliação do nadador a depender das necessidades do professor/treinador e da disponibilidade de outros sistemas [Akalan et al. 2004; Castro et al. 2010; Costa et al. 2015; Graef e Kruel 2006; Escalante e Saavedra 2012; Seifert et al. 2010; Veronese da Costa et al. 2016].

Seguem algumas possibilidades que poderão estar associadas ao GS:

- Análise biomecânica no nado, verificando o quanto o nadador consegue manter a técnica em diferentes intensidades, seja de forma cinemática através de câmeras subaquáticas e outros softwares de análise do movimento ou por equações matemáticas, envolvendo a contagem do número de braçadas, tempo e distância percorrida;
- A verificação da frequência cardíaca antes, durante e após o exercício através de um cardiofrequencímetro poderá ser uma ferramenta a ser utilizada a fim de avaliar a condição física do nadador;
- A verificação da Percepção Subjetiva de Esforço (PSE) pós-exercício;
- Análise bioquímica pós-exercício através de um medidor de lactato, seja por uma única repetição até a exaustão ou várias repetições que por sua vez determinará a intensidade e a quantidade de piscinas nadadas;
- Análise ventilatória através de analisadores metabólicos, dependendo como este possa estar adaptado na água.

O GS também possui a possibilidade de aplicar outros testes também fora da água, pois como o mesmo consegue impor ritmos, qualquer teste que use intensidade programada poderá ser uma realidade de uso do equipamento. Além da sua utilização enquanto protocolo de teste físico, também poderá trabalhar no contexto de treino propriamente dito, assim o atleta em questão terá que alcançar o estímulo dado pelo treinador, programado pelo equipamento.

Considerando que além do ritmo progressivo proposto pelo GS, será possível ainda propor a intensidade de treino dos nadadores, conforme as zonas de treinamento selecionadas pelo treinador, trabalhando com base na frequência cardíaca do nadador, assim como a Percepção Subjetiva de Esforço (PSE), variável esta que permite estimar a intensidade do treino de acordo com a percepção de esforço escolhida pelo atleta. Estas duas variáveis as mais usuais tanto no quesito custo benefício como na confiabilidade e fidedignidade, pois com o uso da frequência cardíaca é possível verificar o nível de esforço do atleta no treinamento e com a PSE verifica-se o quão extenuante a sessão de treino foi para ele [Reed e Pipe 2016]. Desta forma, daremos ênfase a estas duas variáveis apresentadas a seguir.

A frequência cardíaca é comumente usada como referência de intensidade de treino, sendo resultante do nível do estímulo proposto pela sessão de treino preceituado, pois de acordo com o condicionamento do atleta, o aumento poderá ser bastante acentuado, relevante ou ínfimo, na mesma sessão de treino, informações estas que quando verificadas pelo treinador, ele poderá avaliar a intensidade do treino proposto e modificá-lo, caso assim o queira [Hansen et al. 2018; Price et al. 2016]. Como o Ghost Swimmer tem a sua velocidade controlada, é possível estimar essa intensidade modificando a velocidade que os LEDs se movimentam dentro da piscina, fazendo com o que o treinador ou até mesmo o próprio nadador possa modificar a intensidade do treino de acordo com a prescrição que o mesmo possua. A frequência cardíaca por ser oscilante de acordo com o estímulo proposto, demonstrará o quão intenso foi aquele estímulo e, desta forma, o treinador poderá diminuir, continuar ou aumentar a intensidade para que os resultados propostos para seu atleta sejam alcançados e, assim, dentro de seu planejamento, observar quais estratégias oferecem melhorias de desempenho.

A frequência cardíaca pelo fato de ter relação direta com as demais variáveis que prescrevem a intensidade, destaca-se como uma das mais simples e fidedignas auxiliares na prescrição do treinamento, considerando a relação com a Pressão Arterial (PA), pois a ejeção de sangue aumentada acarretará em um maior fluxo sanguíneo e, com isso, um aumento significativo da PA durante o exercício. Sendo assim, é possível prescrever treinos para grupos onde uma mudança acentuada de frequência cardíaca e PA são fatores de risco, por isto merecem ser monitorados [Reed e Pipe 2016]. Sua verificação poderá ocorrer antes e após o exercício de forma palpatória em pontos do corpo humano onde são possíveis sentir a passagem do fluxo sanguíneo, como as regiões da carótida e radial, contando o número de batimentos por segundo nestas regiões e multiplicando estes valores por minuto, por exemplo: 6 segundos X 10, 10 segundos X 6 ou 15 segundos X 4 [Fernandes Filho 2003]. Poderá ser ainda antes, durante e após através de uma cinta transmissora que poderá ser colocada sob os músculos peitorais que repassa informações para um relógio de pulso ou aplicativo em tempo real.

Outra variável de intensidade a considerar é a PSE, trata-se de mais uma forma de avaliar o quão extenuante foi o treino para o atleta, pois de acordo com a escolha do nível de esforço selecionado dentro da escala de intensidade será avaliada a intensidade do treino em questão [Borg, Ljunggren e Ceci 1985; Maglischo 1993; Veronese da Costa et al. 2012].

Tabela 2 – Escala de Percepção de Esforço de Borg modificada para a natação

Pontuação	Esforço Percebido	Efeito Provável do Treinamento	Nível de Treinamento
10	Extremamente difícil	Melhora o metabolismo Anaeróbico	Tolerância ao Lactato
9	Muito difícil	Melhora a Capacidade anaeróbica e o VO2máx; a intensidade está acima do atua limiar anaeróbico	Tolerância ao Lactato Endurance 3
7-8	Difícil, mas realizável	Sobrecarrega o metabolismo aeróbico; trabalho no nível, ou ligeiramente abaixo do nível, do limiar anaeróbico	Endurance 2
5-6	Esforço Moderado	Melhora a capacidade aeróbica, ao mesmo tempo que proporciona algum alívio do treinamento intenso	Endurance 1
3-4	Fácil	Mantém a endurance aeróbica, ao mesmo tempo que se recupera do treinamento intenso	Endurance 1
1-2	Muito fácil	Tem utilidade no aquecimento e na natação de relaxamento	-

Com tais informações em posse do treinador, o controle da intensidade do treino será de fácil resolução. O uso de uma variável de fácil aplicabilidade e custo benefício baixo é de suma importância para a prescrição em locais onde não se possui instrumentos mais sofisticados para aferir intensidade do exercício, porém o fato de a escala ser subjetiva, é papel do treinador educar seu atleta a conhecer seu nível de fadiga para que o mesmo saiba quantificar de forma coerente na escala de Borg, e, desta forma, facilite na identificação se o treino alcançou a intensidade desejada [Graef e Kruel 2006].

A PSE tem relação direta com muitas outras variáveis de intensidade, sendo assim bastante fidedigna e usual, dentre elas a Frequência Cardíaca, VO2máx e lactato sanguíneo [Ciolac et al. 2015; Scherr e Wolfarth 2013]. O fato de a mesma contar com uma facilidade de uso e de entendimento ao prescrever a intensidade é de grande auxílio para professores/treinadores, pois o baixo custo e validade científica a torna uma importante ferramenta na prescrição do exercício.

Assim, podemos evidenciar a importância de uma prescrição baseada em boas técnicas de quantificação de intensidade de treino, porém temos que conhecer o atleta para que as intensidades prescritas venham a ter relevância dentro do treino e que possa ocorrer avanço no seu desempenho. Sabendo-se que também é possível utilizar variáveis tão usuais de simples acesso com o Ghost Swimmer, aumentam as possibilidades de intensificar o treino, conforme o objetivo proposto de forma segura, diminuindo a margem de lesões ou entrar em overtraining por meio de uma quantidade excessiva de volume e/ou intensidade no exercício.

12.5 Considerações finais

O sistema embarcado de LEDs impermeáveis Ghost Swimmer é uma ferramenta que permitirá avaliar o condicionamento físico de nadadores devido ao controle da intensidade pelo ritmo progressivo. Neste sentido, poderá, associado a equipamentos fisiológicos de análise direta, estimar o VO2máx e biomecânicos ao analisar a técnica de execução dos nados, objetivando através de estímulos visuais monitorar o exercício físico.

Referências

Agnelli, C., & Mercer, J. A. (2018). "Muscle Activity during Dryland Swimming while Wearing a Triathlon Wetsuit", International Journal of Kinesiology & Sports Science, 6(1), 7–11.

Akalan, C., Kravitz, L., & Robergs, R. R. (2004). "VO-2max: Essentials of the Most Widely Used Test in Exercise Physiology". ACSM's Health & Fitness Journal, 8(3), 5–9.

Almeida, R. M. A. de;, Moraes, C. H. V., & Seraphim, T. de F. P. Programação de Sistemas Embarcados: desenvolvendo software para microcontroladores em linguagem C., Elsevier. Rio de Janeiro, 2016.

Baldari, C., Meucci, M., Bolletta, F., Gallotta, M. C., Emerenziani, G. P., & Guidetti, L. (2015). "Accuracy and reliability of COSMED K5 portable metabolic device versus simulating system". Sport Sciences for Health, 11(Supplement 1), S1–S58.

Borg, G., Ljunggren, G., & Ceci, R. (1985). "The increase of perceived exertion, aches and pain in the legs, heart rate and blood lactate during exercise on a bicycle ergometer". European Journal Of Applied Physiology And Occupational Physiology, 54(4), 343–349. Springer.

Castro, F. A. de S., Oliveira, T. S., Moré, F. C., & Mota, C. B. (2010). "Relações entre desempenho em 200m nado crawl e variáveis cinéticas do teste de nado estacionário". Rev. Bras. Cienc. Esporte, Campinas, 31(3), 161–176.

Ciolac, E., Mantuani, S., Neiva, C., Verardi, C., Pessôa-Filho, D., & Pimenta, L. (2015). "Rating of perceived exertion as a tool for prescribing and self regulating interval training : a pilot study". Biology of Sport, 32(2) 103–108.

Colantonio, E., & Kiss, M. A. P. D. M. (2007). "Análise das velocidades: Referencial de 4mM, de equilíbrio de 30 min e velocidade crítica em nadadoras adolescentes. Revista Brasileira de Medicina do Esporte", 13(6), 387–392.

Costa, M. J., Balasekaran, G., Vilas-Boas, J. P., & Barbosa, T. M. (2015). "Physiological adaptations to training in competitive swimming: A systematic review". Journal of Human Kinetics, 49(1), 179–194.

Costa, M. J., Bragada, J. A., Mejias, J. E., Louro, H., Marinho, D. A., Silva, A. J., & Barbosa, T. M. (2012). "Effects of Swim Training on Energetics and Performance". International journal of sports medicine, 507–513.

Daniel, C. T., Klein, J. D., & Brusamarello, V. J. (2008). Testes físicos com transmissão de dados sem fios. Revista de Iniciação Científica da ULBRA, 231–239.

Deminice, R., Papoti, M., Moura Zagatto, A., Vieira, M., & Júnior, P. (2007). "Validade do teste de 30 minutos (T-30) na determinação da capacidade aeróbia, parâmetros de braçada e performance aeróbia de nadadores treinados". Rev Bras Med Esporte, 13(3), 195–199.

Escalante, Y., & Saavedra, J. M. (2012). Swimming and Aquatic Activities: State of the Art. Journal of Human Kinetics, 32, 5–7.

Fernandes Filho, J. A prática da avaliação física., Shape, 2a ed. Rio de Janeiro, 2003.

Graef, F. I., & Kruel, L. F. M. (2006). "Freqüência cardíaca e percepção subjetiva do esforço no meio aquático: diferenças em relação ao meio terrestre e aplicações na prescrição do exercício – uma revisão". Revista Brasileira de Medicina do Esporte. 12 (4), 221–228.

Hansen, D., Niebauer, J., Cornelissen, V., Barna, O., Neunhäuserer, D., Stettler, C., Tonoli, C., et al. (2018). "Exercise Prescription in Patients with Different Combinations of Cardiovascular Disease Risk Factors: A Consensus Statement from the EXPERT Working Group". Sports Medicine, 48(8), 1781–1797.

Karvinen, K., & Karvinen, T., Primeiros passos com Sensores. N. Editora, São Paulo, 2016.

Mader A, Liesen H, Heck H, Philippi, H., Rost, R., Schürch, P., & Hollmann, W. (1976). "Zur Beurteilung der sportartspezifischen Ausdauerleistungsfahigkeit im Labor". Sportarzt Sportmed, 27, 80–88.

Maglischo, E. W., Swimming even faster. Mountain View, Califórnia: Mayfield Pub. Co, 1993.

Mauricio, C. O., Rungue, M. S., Larraguibel, R., Ortega, D. R., & Berral de la Rosa, F. J. (2013). "Confiabilidade entre sessões de avaliação de equilíbrio com TOBtrainerMR". Revista Brasileira de Medicina do Esporte, 19(5), 376–378. Sociedade Brasileira de Medicina do Exercício e do Esporte.

McRoberts, M., Arduino Básico. São Paulo, Novatec, 2011.

Metre, T. R., "Desenvolvimento de um sistema sem fio de comunicação e sinalização tátil para auxílio à Natação adaptada, o VIBERSWIM". Tese de Doutorado, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 2016.

Monk, S., Programação com Arduino: começando com sketches. Bookman Editora, Porto Alegre, 2013.

Narita, K., Nakashima, M., & Takagi, H. (2017). "Developing a methodology for estimating the drag in front-crawl swimming at various velocities". Journal of Biomechanics, 54, 123–128. Elsevier.

Olbrecht, J., Mader, A., Liesen, H., & Hollmann, W. (1985). "Relationship Between Swimming Velocity and Lactic Concentration During Continuous and Intermittent Training Exercises". International Journal of Sports Medicine, 6(2),74-77.

Oliveira, A. S. de, & Andrade, F. S., Sistemas Embarcados Hardware e Firmware na Prática (2nd ed.). São Paulo, Editora Saraiva, 2010.

Price, K. J., Gordon, B. A., Bird, S. R., & Benson, A. C. (2016)."A review of guidelines for cardiac rehabilitation exercise programmes: Is there an international consensus"? European Journal of Preventive Cardiology, 23(16), 1715–1733.

Reed, J. L., & Pipe, A. L. (2016). "Practical Approaches to Prescribing Physical Activity and Monitoring Exercise Intensity". Canadian Journal of Cardiology, 32(4),1–9. Canadian Cardiovascular Society.

Renoux, J. C. (2001). "Evaluating the time limit at maximum aerobic speed in elite swimmers. Training implications". Archives of physiology and biochemistry, 109(5), 424–429.

Ribeiro, J., Figueiredo, P., Guidetti, L., Alves, F., Toussaint, H., Vilas-Boas, J. P., Baldari, C., et al. (2016). "AquaTrainer® Snorkel does not Increase Hydrodynamic Drag but Influences Turning Time". International Journal of Sports Medicine, 37(4), 324-328.

Santos, M. A. M., Barbosa Junior, M. L., Melo, W.V.C., Veronese da Costa, A., Costa, M. C. (2012). "Estimate of propulsive force in front crawl swimming in young athletes". Open Access Journal of Sports Medicine, 3, 115-120.

Scherr, J., & Wolfarth, B. (2013). "Associations between Borg's rating of perceived exertion and physiological measures of exercise intensity". European Journal of Applied Physiology, 113(1), 147–155.

Seifert, L., Schnitzler, C., Alberty, M., Chollet, D., & Toussaint, H. M. (2010). "Arm Coordination, Active Drag and Propelling Efficiency in Front Crawl". XIth International Symposium for Biomechanics Medicine in Swimming, (11), 115–117.

Silva, A. J., Machado Reis, V., Marinho, D., Carneiro, A. L., Novaes, G., & Aidar, F. J. (2006). "Swimming economy: determinant factors and assessment issues". Brazilian Journal of Kinanthropometry and Human Performance, 8(3), 93–99.

Silva, I. R. S., Oliveira, L. S., Berenguer, M. F., Sousa, A. V. F., Nascimento, J. A., & Costa, M. C. (2010). "Reproducibility of an effort protocol during deep-water running". Motricidade, 6(4), 47–54.

Siqueira, F. T., Menegotto, C. C., Weber, T. S., Netto, J. C., & Wagner, F. R., Desenvolvimento de Sistemas Embarcados para Aplicações Críticas. IV Escola Regional de Redes de Computadores, Passo Fundo, 2006.

Sousa, M. De, Schwarz, L., Silveira, J. L., & Külkamp, W. (2012). "Utilizando um Acelerômetro". Revista Ilha Digital, 3, 19–25.

Spurway, N., MacLaren, D., & Cracknell, J., The Physiology of Training. The Physiology of Training, Elsevier, 2006.

Uchôa, S. A. da C., Martiniano, C. S., Queiroz, A. A. R. de, Bay Júnior, O. de G., Nascimento, W. G. do, Diniz, Í. V. A., & Hartz, Z. M. de A. Inovação e utilidade: Avaliação Externa do Programa Nacional de Melhoria do Acesso e da Qualidade da Atenção Básica. Saúde em Debate, 42(spe1), 100–113. Centro Brasileiro de Estudos de Saúde, 2018.

Veronese da Costa, A., Costa, M., Carlos, D., Guerra, L., Silva, A., & Barbosa, T. (2012). "Reproducibility of an aerobic endurance test for nonexpert swimmers". Journal of Multidisciplinary Healthcare, 5, 215–221.

Veronese da Costa, A., Costa, M., Oliveira, S., Albuquerque, F., Guimarães, F., & Barbosa, T. (2013). "Validation of an equation for estimating maximal oxygen consumption of nonexpert adult swimmers". Open Access Journal of Sports Medicine, 4, 19–25.

Veronese da Costa, A., Costa, M. da C., Gomes, J. L. D. B., Guimarães, F. J. D. S. P., & Barbosa, T. M. (2016). "Applicability of an indirect VO2max Test: Its association with the 400 meters freestyle performance". Motriz. Revista de Educacao Fisica, 22(4), 304–309.

13. TRATAMENTO DE CÂNCERES COM ELETROQUIMIOTERAPIA

Daniela O. H. Suzuki[1], Guilherme B. Pintarelli[1], Luciana C. Ramos[1], José A. Berkenbrock[2], Marcelo M. M. Rangel[3]

1.Instituto de Engenharia Biomédica (IEB/UFSC), Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis-SC, Brasil.
2. Department of Electrical and Computer Engineering, University of Saskatchewan, Saskatoon-SK, Canadá.
3. VetCâncer Oncologia Veterinária, São Paulo-SP, Brasil.

Abstract

Electrochemotherapy is an anticancer treatment approach that unites chemotherapy drugs and electric fields (EF). The electric fields facilitate the entry of these substances into the cells. Therefore, they increase the local action of drugs. This phenomenon is called electroporation. It allows pores to be formed in the cell membrane. Electroporation selectivity relies on the mitotic death of the cell due to the chemotherapy drugs action. Therefore, only those cells going through division will suffer from the drugs effect. The electrochemotherapy technique has been used in Brazil by veterinarians and in Europe by both vets and physicians. In this chapter, the electroporation mechanisms are presented, as well as, applications, limitations and side effects of the electrochemotherapy. *Keywords: Electrochemotherapy, cancer, electric fields, bleomycin, electroporation.*

Resumo

Eletroquimioterapia é um tratamento de câncer que associa quimioterápicos e campos elétricos. Os campos elétricos facilitam a entrada dessas substâncias nas células. Portanto, intensificam a ação local das drogas. Esse fenômeno é chamado eletroporação. Ele permite a abertura de poros na membrana plasmática. A seletividade da eletroporação está na morte mitótica celular provocada pelas drogas quimioterápicas. Assim, apenas nas células onde ocorre a divisão celular em um certo período de tempo irão sofrer as ações das drogas. Esta técnica tem sido aplicada no Brasil na área veterinária e na Europa em humanos. Neste trabalho apresenta-se o entendimento e mecanismos da eletroporação, as aplicações, limitações e efeitos colaterais da eletroquimioterapia. Palavras chaves: Eletroquimioterapia, câncer, campos elétricos, bleomicina, eletroporação.

13.1. Introdução

A eletroquimioterapia é baseada em fenômeno da eletroporação. Este provoca aumento de permeabilidade de membranas celulares em função de campos elétricos intensos aplicados. O fenômeno eletroporação (ou eletropermeabilização) pode aprimorar ou ser mais eficiente que técnicas e métodos tradicionais. Ele possui diferentes aplicações. Por exemplo, para transferência genética, a eletroporação permite aplicação em maior gama de situações (diferentes níveis e características celulares); para tratamento de câncer, a eletroporação combinada com quimioterapia melhora qualidade do tratamento; para pasteurização, a eletroporação permite conservar propriedades dos alimentos, que podem ser alteradas com pasteurização térmica; para extração de materiais intracelulares, a eletroporação permite extração em menores tempos.

Nesse capítulo serão apresentados o fenômeno físico de formação do poro, níveis de tratamento e estudo (com maior foco em tecidos), sistemas para eletroporação e tratamento por eletroquimioterapia. O objetivo desse capítulo é mostrar um panorama do uso da eletroporação para tratamento de câncer (por eletroquimioterapia).

13.2. Eletroporação em escala molecular

Eletroporação tem sido utilizada para a introdução de moléculas nas células, pois demonstra ser uma ferramenta conveniente (procedimento fácil, relativamente baixo custo e rápido) e segura (poucos efeitos colaterais) [D. O. H. Suzuki et al. 2015; Suzuki et al. 2018]. Novas perspectivas estão sendo investigadas com a possibilidade de abertura de poros nas organelas celulares [Chopinet and Rols 2015; Napotnik et al. 2016]. No entanto, o entendimento dos mecanismos para a formação dos eletroporos ainda não são entendidos. Entre as dificuldades está a obtenção de evidências experimentais. A formação dos eletroporos ocorre em nanosegundos e seu diâmetro é de nanômetros. A simulação da dinâmica molecular tem sido uma ferramenta importante para a investigação destes mecanismos em resolução atômica. Nesta secção serão apresentadas as teorias da formação dos eletroporos a partir das evidências fornecidas por simulação de dinâmica molecular na aplicação de campos elétricos em bicamadas lipídicas.

A simulação por dinâmica molecular (DM) é uma ferramenta computacional para calcular o movimento de partículas (e.g., moléculas) de um sistema. No entanto, é necessário conhecer o potencial de iteração entre partículas e as equações que regem os movimentos destas partículas [Morgon and Coutinho 2007][4] .

Na eletroporação, a DM tem sido utilizada para investigar os mecanismos de formação de poros [Tieleman 2004; Delemotte and Tarek 2012], o ciclo de vida dos poros [Levine and Vernier 2010], os movimentos da água superficial à membrana [Vernier and Ziegler 2007], diferentes lipídios, composição da bicamada, diferentes propriedades de permeação [Tieleman 2004; Delemotte and Tarek 2012], caracterização do poro em termos de tamanho e condutância [Reigada and Fernandez 2011] e transporte de pequenas moléculas [Breton et al. 2012].

4. Veja o vídeo: https://www.youtube.com/watch?v=lLFEqKl3sm4&t=110s, acessado em 07/11/2018.

13.2.1. Ciclo de vida de um eletroporo

O processo de formação de poros, em soluções numéricas de protocolos com pulsos de nano, micro e milissegundos, resulta de uma rede de campos elétricos que aparece no centro hidrofóbico da bicamada lipídica, quando a bicamada está sujeita a uma diferença de potencial entre o interior e exterior da membrana celular, Vm, chamado de potencial transmembrana (ver Figura 13.1).

Figura 1.1. (a) Potencial elétrico, Vm(V), através da membrana lipídica sujeita ao campo elétrico 0,0 V/Å (linha pontilhada), 0,6 V/Å (linha contínua cinza) e 3,0 V/Å (linha em negrito). Setas apontam para a localização das interfaces água-grupos de cabeças lipídicas. (b) Correspondente campo elétrico. (c) Mapa de distribuição de campo elétrico. A direção do campo elétrico é apresentada pelas setas brancas. Note que intensos campos elétricos estão localizados nas interfaces água-lipídios e são orientados na direção do solvente (intra e extracelular), e nenhum campo elétrico está presente no interior da bicamada lipídica. (d) Quando a bicamada está sujeita a um pulso elétrico aplicado, uma configuração de campos elétricos aparecem na região hidrofóbica. Estes campos na região hidrofóbica da membrana promovem a orientação dos dipolos e penetração das moléculas de água para dentro da membrana. Fonte: Delemotte e Tarek, 2012 [Delemotte and Tarek 2012]. Reeditado com permissão da Springer Nature.

13.2.2. Criação dos poros

As moléculas da água inicialmente contida na região de interface são propensas a orientar seus dipolos ao longo do campo elétrico. Como o campo elétrico aplicado é mantido, surge um achatamento da membrana e uma cavidade na água (Figura 13.2, em 23,7 ns e 11,0 ns). As moléculas da água vencem a barreira associada com a formação destes grupos de moléculas na parte hidrofóbica da membrana, este efeito ocorre pelos dois lados da membrana. Resulta na criação de "dedos" de água. Na Figura 13.2 este "dedo" de água é melhor visualizado na simulação da membrana DOPC em 11,0 ns. Cada "dedo" cresce por ambos os lados da membrana e pode formar colunas (canais) de água (pré-poro ou poro hidrofóbico). O poro hidrofóbico é visível na Figura 13.2 em 23,9 ns (POPC) e 11,4 ns (DOPC) e Figura 13.3, junção dos grupos de água.

Figura 13.2. Duas composições de fosfolipídios são propostas para a formação da bicamada lipídica nesta simulação de dinâmica molecular. 1-palmitoyl-2-oleoyl-sn-glycero-3-phosphatidylcholine (POPC) e 1,2-dioleoyl-sn-glycero-3-phosphatidylcholine (DOPC). Estas simulações possuem apenas água e fosfolipídios. (Na primeira coluna de figuras da esquerda) As caudas lipídicas são apresentadas em cinza claro, nas figuras seguintes da direita, as caudas não são mostradas. As moléculas de água são vermelhas e cinza. (Na linha de cima) Em 0,0 ns, a bicamada lipídica está em um estado de equilíbrio. Em 23,7 ns nesta simulação, um agregado de cabeças lipídicas forma uma cavidade na água e um achatamento da membrana. Após 23,9 ns, um poro hidrofóbico é formado. Moléculas de água penetram na membrana com seus dipolos alinhados com os campos elétricos. Em 24,2 ns, grupos de cabeças de lipídios migram para o interior da membrana. Em 25,0 ns, um poro hidrofílico com uma interface estável está formado. (Na linha de baixo) Iniciação dos poros na membrana DOPC começa com a intrusão de água no lado cátodo (polo positivo) com leve atividade no ânodo (polo negativo). Variações na composição dos fosfolipídios podem provocar diferenças temporais na abertura dos poros.

Fonte: Ziegler e Vernier (2008) [Ziegler and Vernier 2008]. Reeditado com permissão da American Chemical Society.

Com a manutenção do estresse elétrico, alguns grupos de cabeças lipídicas migram ao longo da coluna de água (Figura 13.3, construção do poro), produz a junção dos fosfolipídios e formam grandes e estáveis "poros hidrofílicos", capazes de conduzir íons e grandes moléculas, assim como podem aumentar o diâmetro destes poros (Figura 13.2 e 13.3, amadurecimento dos poros).

Figura 13.3. Ciclo de vida de um eletroporo. Nestas figuras apenas átomos de água (vermelho-cinza) e fósforos (P, verde) são apresentados. Criação de poros em um campo elétrico começa com a introdução de água para o interior da bicamada (iniciação dos poros), seguido pela organização dos grupos de cabeças fosfolipídicas em torno dos canais de água dentro da bicamada (construção do poro). Aumento da migração de água e cabeças fosfolipídicas para dentro do poro continua até formar uma estrutura estável (amadurecimento do poro). A eliminação do poro começa com a remoção do campo elétrico que provocou o poro. A estrutura do poro é quase estável neste momento (desestabilização do poro), mas em um breve período existe uma redução do tamanho do poro. No mesmo momento em que o grupo de cabeças e a água começa a migrar para fora do interior da membrana (degradação do poro). Os grupos de cabeças fosfolipídicas ficam separados em dois grupos (desconstrução do poro). A água rapidamente sai do interior da membrana (dissolução do poro) e a estrutura da bicamada é reestabelecida.

Fonte: Levine e Vernier (2010) [Levine and Vernier 2010]. Reeditado com permissão da Springer Nature.

13.2.3. Destruição dos poros

Este processo inicia com um colapso do poro (fechamento) devido a um rápido vazamento de água para fora da membrana, seguido por uma reorganização lenta que leva as cabeças lipídicas do poro a um reagrupamento com os lipídios externos ao poro. A cinética de fechamento é independente da magnitude do campo elétrico que iniciou o poro. Uma recuperação completa da estrutura bicamada original requer uma escala de tempo mais longa (nanosegundos a centenas de nanosegundos) e depende da estrutura da bicamada [19].

13.2.4. Observações da eletroporação com dinâmica molecular

Quando a célula está inserida em um campo elétrico (voltagem é aplicada) existe uma movimentação iônica, e consequentemente, um acúmulo destes íons na membrana celular. O acúmulo de íons provoca um aumento na diferença de potencial elétrico entre certas partes internas e externas da membrana, chamado de potencial transmembrana. Acima de um certo potencial transmembrana, limiar de eletroporação, as moléculas da água conseguem entrar com mais facilidade entre as caudas hidrofóbicas dos fosfolipídios. Existe, então, uma coluna de água dentro da membrana chamada de poro hidrofóbico.

Com a manutenção deste campo elétrico acima do limiar de eletroporação, existe reconformação da membrana plasmática. Isto é, as cabeças lipídicas deslocam-se para dentro da coluna de água e criam uma camada entre a água e os fosfolipídios. Formando, assim, o poro hidrofílico. Os poros hidrofílicos permitem a passagem de íons e moléculas.

Demais observações:

- A orientação das cabeças lipídicas (dipolo) não é um fator determinante no processo de eletroporação [Ziegler and Vernier 2008].
- O limiar de eletroporação coincide com um aumento da concentração de colesterol na membrana [Kakorin, Brinkmann and Neumann 2005].
- Danos oxidativos na membrana plasmática, i.e. na presença de lipídios oxidados, aumentam a suscetibilidade (sensibilidade) da membrana à eletroporação [Levine et al. 2009].
- As propriedades dos lipídios influência no tempo de vida e nas características estruturais dos electroporos (e.g., tamanho, forma e morfologia) [Ho, Levine and Vernier 2013].
- O transporte através de eletroporos é sensível ao tipo de soluto. O poro possui afinidade diferente para diferentes espécies carregadas [Leontiadou, Mark and Marrink 2007].
- No transporte de siRNA com pulsos de milisegundos, os principais fatores para um transporte eficiente são: tensão acima do limiar de eletroporação e a duração o pulso [Casciola and Tarek 2016].

13.3. Eletroporação em escala célula isolada

Todos os dados obtidos até o momento da eletroporação são evidências indiretas da permeabilização da membrana. As estruturas reorganizacional e criação dos poros hidrofílicos não têm observações diretas. Os experimentos indiretos medem as alterações na condutividade causadas pelos pulsos elétricos aplicados [Suzuki et al. 2011] e pelo transporte de moléculas e íons através da membrana celular [Kandušer and Miklavčič 2009].

Devido a dificuldades de observação direta (formação dos eletroporos ocorre em nanosegundos e seu diâmetro é de nanômetros), o entendimento da eletroporação tem sido apresentado por evidências teóricas. Entender como as formas das células afetam a eletroporação tem repercussões importantes na aplicação da eletroquimioterapia em diferentes tecidos, e.g. músculos. Para explicar este fenômeno, é necessário entender que a eletroporação não ocorre em toda a célula (Figura 13.4), o potencial transmembrana induzido é máximo nos polos das células de acordo com a equação de Schwan [Grosse and Schwan 1992]: $Vm=1,5.r.E.\cos(\Theta)$, onde r é o raio da célula, E o campo elétrico aplicado e Θ é o ângulo entre a direção do campo elétrico aplicado e a ponto selecionado na superfície da célula. Esta relação demonstra que o potencial transmembrana é proporcional ao raio da célula e a campos elétricos aplicados. Para formas irregulares de células, ou próximas, é necessária uma avaliação do potencial transmembrana através de simulações numéricas.

Figura 13.4. Eletroporação de uma célula única. A eletroporação da membrana celular ocorre nas áreas voltadas para os eletrodos (cinza escuro).

A eletroporação pode ser reversível ou irreversível dependendo dos parâmetros do pulso elétrico aplicado. A eletroporação é um fenômeno no qual o potencial transmembrana induzido deve estar acima de um certo limiar para que ocorra a formação de poros aquosos na membrana celular. Este limiar crítico do potencial de transmembrana precisa alcançar entre 200 mV e 1 V [Zimmermann 1982; Tsong 1991; Grosse and Schwan 1992]. Na eletroporação reversível o potencial transmembrana deve ser mantido acima do limiar crítico. Nesta situação, a membrana celular pode se recuperar após o campo elétrico aplicado [Jordan, Neumann and Sowers 2013]. Quando o limiar crítico é excedido, eletroporação irreversível ocorre, resulta na desintegração da membrana celular e perda da viabilidade celular [Rubinsky 2010; Wagstaff et al. 2016].

A célula exposta a um campo elétrico externo (E) pode levar a quatro diferentes situações, Figura 13.5:

- **E<Erev (branco):** O processo de eletroporação não ocorre se o campo elétrico não estiver acima do campo elétrico reversível (Erev). O Vm é menor que o limiar crítico e os poros não abrem.
- **Erev<E<Eire (cinza):** O campo elétrico excede Erev (campo liminar da eletroporação reversível) e temporariamente a permeabilização da membrana é estabelecida. Os campos elétricos estão abaixo dos limiares de eletroporação irreversível Eire, as células permanecem viáveis ao término da exposição ao campo elétrico.
- **Eire<E<ET (vermelho):** O campo elétrico excede Eire (campo liminar da eletroporação irreversível). A permeabilização da célula leva a uma perda intensa de conteúdo intracelular e à morte celular. O dano térmico ainda não está presente, pois o campo elétrico está abaixo do limiar térmico. É importante notar que combinando o efeito de permeabilização da eletroporação com a eletrólise pode ser produzido ablação mesmo com campos abaixo de Eire [Stehling et al. 2016].
- **E>ET (azul):** O campo elétrico excede ET (campo liminar de dano térmico). Com o campo elétrico estabelecido as altas correntes elétricas provocam danos térmicos na célula.

Figura 13.5. Campo elétrico aplicado pela duração do pulso. As faixas de eletroporação reversível (ER), eletroporação irreversível (IR) e dano térmico (T). Nas áreas brancas do gráfico não ocorre a eletroporação. São indicados dois pontos, com diferentes combinações de parâmetros de pulsos com mesmo resultado, de eletroporação reversível.

A duração do pulso (t_{exp}) dado na Figura 1.5, é a duração da exposição dos campos elétricos é dado por:

$$t_{exp}=t_p.N_p \qquad (1)$$

onde t_p é a duração de cada pulso elétrico e N_p é o número de pulsos aplicado. No *Standard Operating Procedures Of The Electrochemotherapy (ESOPE)* são aplicados 8 pulsos de 100µs, então, 100.10-6 s.8 (que é aproximadamente 1 ms). Estes parâmetros precisam ser ajustados para cada tipo, densidade de célula e geometria do eletrodo [Miklavcic 2017]. O mesmo resultado pode ser obtido usando parâmetros de pulsos equivalentes. Ao invés de poucos e intensos pulsos elétricos, podem ser utilizados longos pulsos com pequena tensão.

Diferentes valores de limiares de eletroporação têm sido relatados na literatura. Para *in vitro*, as diferentes linhagens celulares apresentam reversível valor entre 400-600 V/cm para pulsos de 8×100 µs [Ĉemazˆr et al. 1998], na maioria dos estudos os campos elétricos irreversíveis são entre 1000-2000 V/cm dependendo de texp [Jiang, Davalos and Bischof 2015].

As possibilidades de aplicação da eletroporação depende dos parâmetros dos campos elétricos, Figura 13.6. Com a eletroporação reversível é possível a introdução de pequenas moléculas e macromoléculas e eletrofusão de células (Erev>E<Eire). Na eletroporação irreversível existe uma destruição das células (E>Eire).

Figura 13.6. Diferentes tipos de regime da eletroporação. Setas largas em cinza claro denota a aplicação do campo elétrico com intensidade para produzir eletroporação reversível, Erev<E<Eire. As possibilidades na eletroporação reversível são: introdução de pequenas moléculas (e.g., bleomicina ou cisplatina [Mir et al. 2006; Gehl, Sersa, Matthiessen, Muir, Soden, Occhini, Quaglino, Curatolo, Luca G Campana, et al. 2018]), plasmídeos (e.g., transgênicos [Potter and Heller 2018]) e eletrofusão das células (e.g., clonagem [Wilmut et al. 1997]). Seta larga cinza escuro são campos elétricos intensos, suficientes para a eletroporação irreversível, E>Eire [Rubinsky 2010; Jiang, Davalos and Bischof 2015; Wagstaff et al. 2016]. As setas pontilhadas mostram a tendência de movimento das partículas.

A área na célula afetada pela eletroporação depende da indução do potencial transmembrana. A Figura 13.7 mostra a dependência do tamanho, forma e a posição da célula com relação à direção do campo elétrico aplicado. Em células não esféricas, a eletroporação é facilitada quando estas células estão paralelas ao campo elétrico aplicado.

Figura 13.7. Influência do campo elétrico nas diferentes células. O pontilhado e área em cinza representa as áreas eletroporadas das células. (a) Campo elétrico E1 aplicado nas células. (b) A amplitude do campo elétrico aplicado aumenta para E2. (c) A orientação do campo elétrico muda. (d) Aumenta-se a amplitude do campo.

Fonte: Kandušer e Miklavčič (2009) [Kandušer and Miklavčič 2009]. Reeditado com permissão da Springer Science Business Media, LLC.

A amplitude do campo elétrico desencadeia a permeabilização da membrana quando o campo elétrico aplicado é maior que o campo elétrico reversível Erev (potencial transmembrana maior que o limiar de eletroporação). A amplitude do campo elétrico controla a área da superfície da célula que é afetada pela eletroporação. A densidade e ou tamanho dos poros (permeabilização) são controlados pelo número de pulsos e/ou sua duração [Rols 2006], Figura 13.8.

Figura 13.8. O aumento na intensidade do pulso elétrico resulta em um aumento da área da membrana afetada pelo campo elétrico. O aumento no número de pulsos ou duração não afeta a área da membrana, mas aumenta o número e/ou tamanho dos poros, aumenta a permeabilidade.

Fonte: Kandušer e Miklavčič (2009) [Kandušer and Miklavčič 2009]. Reeditado com permissão da Springer Science Business Media, LLC.

13.4. Eletroporação em suspensão de células

As evidências do fenômeno da permeabilidade da membrana em célula isolada são microscópicas. O uso de células em suspensão é uma técnica utilizada na pesquisa e em aplicações da eletroporação in vitro, e.g. aplicações de transferência genética. As observações em suspensão de células apresentam resultados de grupo. Porém, há métodos para comparação desses resultados com os de célula única (D.O.H. Suzuki et al., 2011).

A complexidade estrutural e a composição de múltiplos tipos de células dificultam a compreensão do fenômeno da eletroporação em tecidos. A utilização de células em suspensão in vitro em altas concentrações representa uma amostra mais controlável e homogênea que um tecido biológico [Pavlin et al. 2005]. Isso produz resultados que facilitam o entendimento da eletroporação. Portanto, suspensões de células são mais convenientes que tecidos na pesquisa científica.

Historicamente, o uso de eletroporação em suspensão de células foi de grande importância para o descobrimento da eletroporação [Sale and Hamilton 1967; Neumann and Rosenheck 1972; Kinosita and Tsong 1977]. Em 1984, Potter observou que a transferência genética poderia ser realizada para células em suspensão em cubetas [Potter, Weir and Leder 1984]. Atualmente existem técnicas tradicionais para a transferência genética como micro injeção, pistola de genes biológicos, infecção viral, lipofecção e tecnologia transgênica. No entanto, vírus e lipofecção podem ter efeitos tóxicos. E, pistola de genes biológicos e microinjeção podem produzir danos físicos [Muramatsu et al. 1997]. Como alternativa, a técnica de eletroporação não apresenta essas desvantagens, e ainda pode ser executada com mais facilidade [Uesaka et al. 2009] e rapidez [Ivorra et al. 2009].

Em suspensões a eletroporação também pode ser utilizada para extração de substâncias em microorganismos. Como exemplos tem-se extração de proteínas de bactérias [Haberl et al. 2013], extração de lipídios e proteínas de microalgas [Flisar et al. 2014] e extração de proteínas de leveduras [Ramos and Lima 2012]. Essa técnica permite extração de material em menor tempo (ordem de microssegundos a milissegundos), com mais eficiência de extração em relação às técnicas tradicionais como químicas e mecânicas. E ainda permite extração com preservação de viabilidade celular, o que não é garantido nas técnicas tradicionais [Haberl et al. 2013].

Outra aplicação é a eletrofusão celular. Este é um método útil em biotecnologia e medicina. A fusão induzida artificialmente pode ser usada para investigar e tratar diferentes doenças, como diabetes, regenerar os axônios do sistema nervoso central, e produzir células com determinadas propriedades, tais como em vacinas de células para imunoterapia no tratamento de câncer [Rems et al. 2013]. Entretanto, os parâmetros dos pulsos elétricos aplicados devem ser cuidadosamente escolhidos de modo a assegurar que a eletroporação seja reversível, isto é, as células sobrevivam. Deixar de respeitar isso leva à eletroporação celular irreversível, reduzindo assim a sobrevivência celular e, consequentemente, reduzindo o rendimento (viabilidade) de células.

A eletroporação também é utilizada em escala industrial no processo de pasteurização. O método tradicional é por temperatura, e tem efeitos sobre a composição dos nutrientes e de alteração da cor, textura, aroma e sabor do produto [Wang et al. 2015]. A pasteurização por campos elétricos pulsados não-térmicos (PEF) é uma ferramenta promissora que pode aumentar a qualidade da pasteurização. Os pulsos elétricos devem ser intensos suficientes para produzir eletroporação irreversível para inativar microrganismos. Assim, os alimentos estarão seguros para consumo e com características semelhantes aos produtos não processados.

13.4.1. Observações da eletroporação em suspensões de células

Para aplicar campos elétricos em suspensão de células é amplamente difundido o uso de cubetas e microdispositivos. O campo elétrico é induzido pela diferença de potencial gerada em eletrodos paralelos de área A espaçados a uma determinada distância d, Figura 13.9. A condutividade elétrica da suspensão é dada pela equação $\sigma = 1/R.d/A$, onde R é a resistência entre os eletrodos.

*Figura 13.9. A aplicação de diferença de potencial em eletrodos de área **A** e distância **d** entre eles gera um campo elétrico.*

As análises com suspensões celulares permitem avaliar a alteração da permeabilidade da membrana, condutividade e viabilidade celular. O campo elétrico gerado entre as placas é praticamente uniforme, mas o campo elétrico efetivo que incide na célula depende da fração volumétrica. Quanto mais células diluídas em um mesmo volume, menor a distância entre elas. O potencial transmembrana Vm é menor devido às barreiras que as células fazem à passagem da corrente elétrica (a membrana é eletricamente isolante). E a incidência de campo será diferente em cada célula, sendo o resultado obtido na suspensão uma combinação dos efeitos individuais em cada célula. Por isso, o campo elétrico efetivo será menor para um mesmo campo elétrico aplicado. O potencial transmembrana induzido pelo campo elétrico efetivo foi calculado por Ramos, Suzuki e Marques [Ramos, Suzuki and Marques 2006], que complementaram a equação de Schwan [Grosse and Schwan 1992]: $Vm=1,5.r.E.cos(\theta).(1-0,38p)$, onde r é o raio da célula, E o campo elétrico aplicado, q é o ângulo entre a direção do campo elétrico aplicado e o ponto selecionado na superfície da célula e p é a fração volumétrica da suspensão de células.

13.4.2. Alterações em propriedades elétricas

Existem evidências de que o aumento da condutividade elétrica da solução da suspensão de células gere um aumento de campos elétricos que proporcionam uma condutividade maior da membrana celular [Kinosita and Tsong 1979; Pavlin, Slivnik and Miklavcic 2002; Suzuki et al. 2011], conforme demonstrado na Figura 1.10. Os efeitos de condutividade em relação à abertura de poros e difusão das moléculas para dentro das células permanecem obscuros. Li et al. [Li et al. 2013] apresentaram evidências de que, apesar do aumento da condutividade da solução extracelular ser proporcional à condutividade da membrana, a entrada de iodeto de propídeo na célula foi inferior. Chafai et al. [Chafai et al. 2015] demonstraram experimentalmente que o aumento da condutividade da solução extracelular diminui o acúmulo de cargas na interface eletrodo – eletrólise. Outro fato descrito é que, em baixas condutividades, a provável toxidade do material que desprende do eletrodo não foi detectada. Os pulsos elétricos aplicados no processo de eletroporação produzem alguns fenômenos relacionados, como contaminação de eletrólito devido à eletrólise do eletrodo [Kotnik, Miklavčič and Mir 2001], reações químicas que ocorrem na solução [Chafai et al. 2015], e aquecimento [Schmeer et al. 2004; Wang et al. 2009].

Figura 13.10. Efeito da condutividade externa para uma condutância máxima da membrana com Gmo estável. Os resultados numéricos foram simulados com modelo assintótico, campo elétrico aplicado de 120 kV/m, condutividade intracelular σi = 0,62 S/m, e raio da célula a=3,2μm.

Fonte: Suzuki et al. (2011) [Suzuki et al. 2011]. Reeditado com permissão da IEEE.

13.5. Eletroporação em tecidos

No âmbito da eletroquimioterapia, a eletroporação de tecidos animais (humanos, ou não) enfrenta seus maiores desafios. A complexidade anatômica e fisiológica destes tecidos ainda impõe dificuldades à modelagem matemática. Além disto, a prática clínica apresenta situações que requerem profundo conhecimento dos fenômenos biofísicos. Nesta seção, a eletroporação em tecidos biológicos é discutida de maneira mais ampla, além da eletroquimioterapia, incluindo aplicações da eletroporação em ciências dos alimentos e transfecção genética.

13.5.1. Os tecidos biológicos

Os tecidos biológicos são agrupamentos celulares com características específicas. As estruturas e funções individuais diferenciam tecidos entre si, no entanto, um mesmo tipo de tecido pode ser encontrado em diferentes partes do corpo, como o caso do tecido ósseo em animais. Ao campo do saber dedicado ao estudo dos tecidos biológicos, dá-se o nome de histologia, e neste, são reconhecidos quatro grandes grupos: tecido conjuntivo, tecido epitelial, tecido muscular e tecido nervoso [Junqueira and Carneiro 2004]. Estes tecidos são constituídos, geralmente, por diferentes tipos celulares e por matriz extracelular. As matrizes são constituídas por diversos tipos de moléculas, podendo formar estruturas bem definidas, como fibrilas de colágeno. A matriz extracelular aporta estabilidade mecânica na sustentação estrutural das células nos tecidos. Além da função estrutural, as matrizes podem conter moléculas específicas que são reconhecidas por receptores na membrana celular. As matrizes desenvolvem, portanto, não apenas um papel mecânico, mas também um papel biológico. O complexo acomodamento de diferentes tipos celulares, rodeados por matrizes com características regionais específicas, impõe grandes dificuldades para a replicação in vitro destes cenários.

A composição heterogênea dos tecidos causa mudanças em registros elétricos. A maioria dos tecidos biológicos é composto por mais de um tipo celular. No tecido ósseo, por exemplo, são encontrados osteócitos, osteoclastos e osteoblastos [Junqueira and Carneiro 2004]. Estes diferentes tipos celulares apresentam variações em forma, tamanho, número de organelas, local em que se encontram no tecido, entre outras. Além disto, a razão célula-matriz não é a mesma entre tipos de tecidos. No caso de tecido adiposo, a massa hidratada descelularizada corresponde a 30 - 45% da massa do tecido original [Flynn 2010], no tecido ósseo, essa parte inorgânica corresponde a 50% da massa do tecido [Junqueira and Carneiro 2004]. Os colágenos são um material comumente encontrado em matrizes, os quais são proteínas fibrosas organizadas num formato tripla hélice [Pelosi et al. 2007]. Sua condutividade elétrica varia para os subtipos (colágeno I - VI) e com o nível de hidratação. Bardelmeyer (1973) usou fibras de colágeno do interior de tendão bovino, e encontrou valores de condutividade entre 2,5 10^{-6} S/m e 2,0 10^{-3} S/m para diferentes hidratações [Bardelmeyer 1973]. Enquanto para tendão, Gabriel et al. (1996) encontrou 2,5 10^{-1} S/m em baixas frequências [Gabriel, Lau and Gabriel 1996]. Assim como as válvulas cardíacas impõem resistência à passagem do impulso elétrico, forçando que toda a corrente proveniente do nó sinoatrial passe pelo feixe de His, o colágeno na matriz extracelular redireciona a corrente elétrica nos tecidos. Estes são alguns dos pontos que tornam o estudo das características elétricas de tecidos biológicos um tópico tão interessante e desafiador. Nas próximas seções, serão discutidos a caracterização elétrica e os modelos numéricos para estudo da eletroporação em tecido.

13.5.1.1 Tecidos vegetais

A eletroporação de tecidos vegetais é um tópico explorado por diversas áreas. Isto inclui técnicas de manipulação para melhoramento genético [Quecini et al. 2002], estímulo do tecido para liberação de líquido e subprodutos [Sack et al. 2010] e inativação de micro-organismos [Raso et al. 2000]. Alguns tipos de vegetais, como batata (Solanum tuberosum) apresentam oxidação do tecido após eletroporação [Cima & Mir et al. 2004]. Esta oxidação que resulta no escurecimento do tecido, não observável em tecidos animais, pode ser utilizada para estudo e aperfeiçoamento de técnicas com aplicação clínica e veterinária [Berkenbrock et al. 2018]. Este uso será novamente abordado na seção 15.4.3.

Dentre as espécies que compõem o reino das plantas, aquelas com qualidades nutritivas têm sido exploradas por gerações em contínua seleção artificial. Frutas e vegetais constituem boa parte de nossa dieta, e sua importância é realçada pela preocupação em reduzir sua suscetibilidade a doenças, bem como na busca contínua por variações mais ricas em nutrientes. D'Halluin mostrou a viabilidade de milho transgênico criado pela inserção do gene de interesse através de eletroporação do tecido [D'Halluin 1992]. Quecini et al. aprimorou protocolo de eletroporação para transferência genética em espécie importante para pastagens no Brasil [Quecini et al. 2002]. Recentemente, Xu et al. apresentou uma variação transgênica de arroz resistente a insetos [Xu et al. 2018]. Depois da colheita, o tempo de transporte e armazenamento são pressionados pelos consumidores mais criteriosos. A importância da eletroporação para preservação de alimentos se baseia na capacidade de inativação dos micro-organismos que causam deterioração do tecido vegetal [Toepfl, Heinz and Knorr 2007]. Além disto, a abertura de poros na células do tecido favorece extração de suco, de compostos de pigmentação (e.g. cloroplastos), desidratação, melhoramento de vinhos pela liberação de polifenóis em uvas, entre outros [Sack et al. 2010; Mahnič-Kalamiza, Vorobiev and Miklavčič 2014]. Finkler da Silva et al. utilizou eletroporação para extração de suco do fruto da erva-mate [da Silva et al. 2018]. Tipicamente, os limiares de campo elétrico para eletroporação destes tecidos estão entre 200 e 500 V/cm [Vorobiev and Lebovka 2008]. Como visto na seção 13.2.4, o tamanho e a forma das células são parâmetros que influenciam na eletroporação, assim sendo, especificidades do tecido de interesse devem ser consideradas. De maneira geral, campo elétrico entre 0,5 e 1,5 kV/cm é suficiente para induzir eletroporação reversível [Raso et al. 2016; Barba et al. 2017]. Para alcançar a inativação microbial, o campo usado deve estar entre 15 e 40 kV/cm [Raso et al. 2000; Barba et al. 2017]. A crescente utilização da eletroporação no processamento de alimentos levou, em 2018, ao estabelecimento de um protocolo europeu para padronização dos dados a serem reportados em publicações da área [Raso et al. 2016].

13.5.1.2 Tecidos animais

No tópico anterior, foram apresentadas aplicações da eletroporação em tecido vegetais. De maneira semelhante, tecidos animais podem ser eletroporados para promover entrada de quimioterápicos [Mir et al. 1991] (base da eletroquimioterapia, ver seção 13.7) e plasmídeos (eletrogeneterapia) nas células do tecido, e facilitar a inserção e atuação de células do sistema imune em tumores [Brochier, Mercali and Marczak 2018], para ablação de partes do tecido [Davalos, Mir and Rubinsky 2005], ou para processamento de alimentos [Mahnič-Kalamiza, Vorobiev and Miklavčič 2014]. A eletroporação reduz a seletividade da membrana e permite que um maior fluxo de moléculas entre os meios intra e extracelular (ver secao 13.2).

Há décadas são realizados experimentos para se determinar a condutividade elétrica de tecidos [Gabriel, Lau and Gabriel 1996]. O estudo do comportamento elétrico de tecidos durante a eletroporação, no entanto, é algo bem mais recente [Sel et al. 2005; Edd and Davalos 2007; Ramos and Weinert 2018; Suzuki et al. 2018]. Valores típicos de campo elétrico para eletroporação reversível

em tecido animal estão entre 0,3 e 1,5 kV/cm, enquanto para irreversível, estão entre 1,6 e 3 kV/cm [Edd and Davalos 2007; Raso et al. 2016; Suzuki et al. 2018]. Em 2005, Davalos et al. apontou a possibilidade de usar eletroporação irreversível para ablação de tecidos como uma alternativa ao uso de quimioterápicos [Davalos, Mir and Rubinsky 2005]. Diferentemente de bisturis elétricos, esta modalidade de tratamento permite a ablação de tecido através da eletroporação irreversível das células, e não pelo aquecimento causado pela passagem de corrente elétrica. Esta técnica é também conhecida pelo termo, em inglês, Nonthermal Irrersible Electroporation (NTIRE) por causar alterações mínimas na temperatura do tecido durante o tratamento [Rubinsky et al. 2016]. Todavia, NTIRE e bisturis são utilizados para remoção de partes de tecido, e margens de segurança devem ser consideradas.

Quanto ao campo da indústria de alimentos, a aplicação para tecidos animais se assemelha àquela já descrita para tecidos vegetais (secao 13.5.1.1). Segundo Mahnič-Kalamiza et al. (2014), a principal aplicação com tecido animal é para cura de carnes de suínos, sendo sal o principal agente de cura utilizado [Mahnič-Kalamiza, Vorobiev and Miklavčič 2014]. Além disto, eletroporação também serviu para acelerar a fermentação em salsichas/linguiças, porém, mais estudos são necessários para compreender os mecanismos decorrentes da abertura de poros nas células visando a preservação dos tecidos [Mahnič-Kalamiza, Vorobiev and Miklavčič 2014]. Em todas as aplicações aqui apresentadas, dos tratamentos anticânceres à preservação de carne suína, simulações numéricas desempenham papel importante no desenvolvimento e aprimoramento das técnicas e de seu entendimento. No tópico a seguir, serão apresentados modelos numéricos para eletroporação em tecido.

13.5.2 Modelagem numérica

Em 1952, Andrew F. Huxley e Alan L. Hodgkin publicaram uma série de estudos com axônio de lula gigante, no qual descreveram o famoso modelo Huxley-Hodgkin para potencial de ação e abriram caminho para a eletrofisiologia. Um de seus colaboradores, Robert Stämpfli, publicou, em 1957, nos Anais da Academia Brasileira de Ciências, o primeiro trabalho descrevendo a quebra de dielétrico da membrana celular usando nervo de sapo [Stämpfli 1957]. Desde então, diversos grupos aprofundaram o entendimento sobre o que hoje conhecemos por eletroporação. Em 2003, Ramos et al. apresentou um novo modelo computacional para análise elétrica em tecido com base no comportamento celular através do método de circuito equivalente [Ramos, Raizer and Marques 2003]. Neste trabalho, os autores sugeriram a possibilidade de integrar eletroporação ao modelo. No ano seguinte, Ramos et al. apresentou a aplicação do novo modelo no estudo da eletroporação em nível celular [Ramos, Suzuki and Marques 2004]. Em paralelo, um modelo superficial da eletroporação em tecidos foi publicado por Miklavcic et al. [Sel et al. 2005], o qual foi amplamente utilizado dada a facilidade de integração a programas de simulação numérica por elementos finitos [Sel et al. 2005; Damiani, Berkenbrock and Suzuki 2016; Berkenbrock et al. 2018; Suzuki et al. 2018]. Na Figura 13.11 são apresentados alguns modelos de tecidos dependentes do campo elétrico (modelo da eletroporação) proposto por Miklavcic et al. [Sel et al. 2005].

Figura 13.11 Modelagem matematica da variação de condutividade do tecido biológico devido à eletroporação. O modelo de Miklavcic utiliza equações sigmoides para representar alterações na condutividade do tecido em função do campo elétrico local [Sel et al. 2005]. Na equação, σ0 e σmáx representam condutividade do tecido para baixas tensões e durante eletroporação, respectivamente. Os limiares para eletroporação reversível e irreversível são representados nos termos E_{rev} e E_{irrev}.

Outros modelos têm sido propostos, seja para eletroporação irreversível, aplicado no campo de alimentos, ou com base no comportamento celular [Edd and Davalos 2007; Toepfl, Heinz and Knorr 2007; Ramos and Weinert 2018]. Ao comparar três modelos amplamente empregados, Berkenbrock et al. (2018) conclui que embora todos os candidatos apresentem resultados numéricos razoavelmente próximos aos experimentais, nenhum modelo retrata com exatidão o cenário explorado nas 'simulações in vitro' da eletroquimioterapia [Berkenbrock et al. 2018]. Além disto, pouco da modelagem para eletroporação em nível celular pode ser extrapolado para o estudo do mesmo fenômeno em nível tecidual. Em 2018, Ramos e Weinert apresentaram uma versão atualizada do modelo do método de circuito equivalente para tecidos [Ramos and Weinert 2018]. Nesta nova descrição, os autores discutem o impacto do aquecimento do tecido provocado pela passagem de corrente elétrica.

Os modelos numéricos oferecem a possibilidade de execução de múltiplos experimentos in silico, sem uso de qualquer tecido vivo. Isto permite o planejamento cirúrgico, no caso da eletroquimioterapia e da ablação por eletroporação irreversível [Rubinsky et al. 2016; Berkenbrock, Machado and Suzuki 2018; Suzuki et al. 2018]. Todavia, para avaliar a efetividade da eletroporação, são necessárias técnicas que permitam sua visualização durante e após o tratamento. Na seção seguinte, são discutidas algumas técnicas e perspectivas para a observação da eletroporação.

13.5.3. Métodos de visualização

Uma das considerações de procedimentos envolvendo a aplicação de campos elétricos é que eles são difíceis de visualizar. Por causa disso, recomenda-se o planejamento do tratamento (pré-tratamento) com uso de simulações numéricas. Essa prática pode aumentar a qualidade e efetividade do tratamento [Zupanic, Kos and Miklavcic 2012; Vera-Tizatl et al. 2018]. O planejamento requer conhecimento das características elétricas da região tratada e modelo da eletroporação. Posteriormente, podem ser necessários eletrodos customizáveis e eletroporador com protocolo adequado ao eletrodo.

Os modelos numéricos possibilitam inúmeros estudos sem a necessidade do uso de tecidos vivos, todavia, muitas vezes, é necessário o resultado in vivo (como no caso da eletroquimioterapia). As simulações podem ajudar no aprimoramento da técnica e na predição de algumas falhas, mas jamais seriam capazes de inequivocamente prever os resultados para todos os casos. Sabendo do papel fundamental da efetividade da eletroporação nestas situações, a capacidade de observar (direta ou indiretamente) a eletroporação em tecidos se tornou um dos grandes desafios atuais. Tomografia computadorizada e ressonância magnética (RM) são técnicas valiosíssimas para detecção de massas tumorais, por exemplo, o que permite a execução de simulações especificas para cada paciente num planejamento cirúrgico [Damiani, Berkenbrock and Suzuki 2016], porém, tais técnicas são incompatíveis para visualização in operando. Em 2010, Hjouj e Rubinsky obtiveram imagens de RM para batatas eletroporadas [Hjouj and Rubinsky 2010], mostrando alterações no tecido antes dos sinais macroscópicos. Tecidos de batatas têm sido utilizados para conectar os experimentos in silico aos in vivo. Este é um tecido biológico eficaz para estudo da eletroporação devido ao escurecimento da área eletroporada em questão de horas [Cima & Mir et al. 2004; Berkenbrock et al. 2018]. Recentemente, o uso de raios-x foi sugerido por Berkenbrock et al. (2018), porém, maiores estudos são necessários [Berkenbrock, Machado and Achenbach 2018]. Outra abordagem bastante recente é o emprego da ultrassonografia (US) [Boc et al. 2018]. O US pode ser executado em paralelo à aplicação dos pulsos, todavia, sua resolução é limitada. Os poros possuem vida curta, como visto na seção 15.2.1, e dimensões na ordem de angstroms. Estas características tornam a observação dos poros uma tarefa ainda bastante desafiadora.

13.6. Sistema para Eletroporação

Os recursos materiais de um sistema para tratamento consistem, no mínimo, por eletroporador e eletrodos. Os pulsos elétricos são gerados pelo eletroporador e são aplicados (imposição de campo elétrico) por meio de eletrodos inseridos no local a ser tratado [Mahmood 2011; Rebersek et al. 2014]. O campo elétrico terá distribuição de acordo com propriedades elétricas e geometria de eletrodos e tecidos [D. O. H. Suzuki et al. 2015; Suzuki, Marques and Rangel 2016; Suzuki et al. 2018]. Procedimentos modernos e/ou ainda não abordados na literatura podem utilizar outros recursos, como eletrodos customizáveis, equipamentos para imagens médias e softwares para simulação de distribuição de campo elétrico (como parte do pré-tratamento) [Zupanic, Kos and Miklavcic 2012; Groselj et al. 2015; Vera-Tizatl et al. 2017].

A eletroporação, e, consequentemente, o tratamento por eletroquimioterapia ou eletrogeneterapia, depende de parâmetros do campo elétrico aplicado e do sistema biológico [Kotnik et al. 2012]. São parâmetros do campo elétrico aplicado amplitude, duração, número de pulsos, taxa de repetição, frequência e forma de onda [Weaver et al. 2012]. São parâmetros biológicos as características celulares (i.e. tamanho, formato, temperatura e pressão osmótica), estado das células, vizinhança das células e

suas geometrias. Os parâmetros biológicos são diversos e geralmente não podem ser controlados. Portanto, em aplicações de eletroporação, os parâmetros do campo elétrico (que é parte do protocolo de eletroporação) são otimizados para as situações específicas [Kandušer and Miklavčič 2009; Mahmood 2011]. Os parâmetros amplitude e duração são os mais significativos em eletroporação e produzem efeitos, conforme a Figura 1.5.

13.6.1 Eletroporador

Os campos elétricos pulsados são geralmente criados entre eletrodos pela aplicação de pulsos diferenciais de tensão. Por exemplo, entre um par eletrodos, aplica-se uma diferença de tensão para criação de um campo elétrico entre eles. O equipamento eletroporador corresponde a um gerador de pulsos adequado para aplicar diferenças de tensão entre eletrodos para eletroporação. Existem eletroporadores para estudos em laboratório (células isoladas, pequenas populações celulares e tecidos), para tratamentos clínicos de tumores e eletroporação aplicada à indústria [Puc et al. 2004; Reberšek and Miklavčič 2010; Kempkes 2017; Ljubljana 2018]. Essa seção expõe detalhes do funcionamento e procedimentos de engenharia adotados em um equipamento para tratamentos de tecido por eletroporação.

O equipamento adequado para tratamento de tumores in vivo é capaz de gerar sinais elétricos com amplitude na ordem de centenas de volts até quilo volts e período na ordem de microssegundos a milissegundos. A corrente e potência do equipamento são definidos pela carga, que é o conjunto de tecidos e eletrodos. Os tecidos biológicos são eletricamente complexos, pois apresentam heterogeneidade e anisotropia[5]. Apesar disso, é de conhecimento que as correntes associadas ao tratamento por eletroporação são até dezenas de Amperes [Rebersek et al. 2014; Bertacchini 2017].

13.6.1.1 Conceitos de Funcionamento

Um sinal de pulso elétrico pode ser em corrente ou tensão constante. O eletroporador geralmente gera pulsos elétricos retangulares de tensão, que podem ser monopolares ou bipolares[6]. A magnitude de tensão dos pulsos inicia e termina em 0 Volts. A magnitude máxima (Vmax) do pulso é em função da geometria do eletrodo. Os períodos transitórios de subida e descida são os mais rápidos possíveis. A caracterização e nomenclatura[7] de ondas retangulares é conforme Figura 13.12 [Pai and Zhang 1995; Staal and Gilbert 2011; Redondo 2017].

5. Heterogeneidade é a característica de complexidade estrutural e anisotropia é a característica de propriedades físicas (como propriedades elétricas) variáveis com a direção. Essas características podem ocorrer devido à morfologia do tecido.
6. Geradores antigos utilizam sinais de queda exponencial (descarga capacitiva). Atualmente essa prática não é comum em eletroporadores para tratamento de tecidos. Preferencialmente, são utilizados pulsos de onda quadrada. Geradores de laboratório sofisticados podem produzir formas de ondas mais complexas (e.g. mixagem de onda quadrada, exponencial, senoidal, etc.) para uma aplicação específica [Puc et al. 2004; Reberšek and Miklavčič 2010; Staal and Gilbert 2011; Kempkes 2017; Ljubljana 2018].
7. Em engenharia também existem outros parâmetros aplicáveis que não são discutidos nesse capítulo (e.g. tempo de subida e descida, transientes, queda de tensão, etc.).

Figura 13.12. Caracterização e nomenclatura de ondas retangulares (a) monopolar e (b) bipolar.

O tratamento por eletroporação é governado por um protocolo, por exemplo, o ESOPE para tratamentos de câncer por eletroquimioterapia. Os aspectos do campo elétrico no ESOPE são oito pulsos com duração de 100 µs, taxa de repetição de 1 Hz a 5 kHz e amplitude de 100 kV/m a 130 kV/m. O protocolo também recomenda procedimentos clínicos pré, durante e pós-tratamento (e.g. seleção do paciente, procedimentos de anestesia, agentes quimioterápicos, seleção de eletrodos, etc.) [Mir et al. 2006; Gehl, Sersa, Matthiessen, Muir, Soden, Occhini, Quaglino, Curatolo, Luca G. Campana, et al. 2018].

Para geração econômica e portável de pulsos elétricos para eletroporação clínica, aplica-se no eletroporador tecnologia de "impulsos de alta potência" (*high power pulse technology*)[8]. Procedimentos semelhantes são utilizadas em desfibriladores, geração de plasma, lasers e máquinas de soldas. O eletroporador clínico possui internamente etapas de transformação e armazenamento de energia. A transformação de energia pode ser realizada com conversores estáticos, que são sistemas que realizam o tratamento eletrônico da energia elétrica. A primeira etapa é a conversão de energia de uma fonte primária de baixa tensão e baixa densidade de potência (e.g. rede elétrica convencional 127/220 V ou bateria) para alta tensão. A segunda etapa é o armazenamento interno temporário da energia convertida, geralmente feito com capacitores. Por fim, a energia armazenada é convertida e rapidamente entregue à carga de maneira pulsada em alta tensão e alta densidade de potência. O funcionamento básico é conforme a Figura 13.13 [Pai and Zhang 1995; Redondo 2017].

8. Para tratamentos em indústria alimentícia e nano eletroporação podem ser utilizados outros tipos de tecnologia [Kempkes 2017; Redondo 2017].

Figura 13.13. Exemplo de processos de conversão de energia em eletroporador. A energia primária (proveniente da rede elétrica ou bateria) é convertida e armazenada em alta tensão. Utiliza-se nessa etapa retificadores e/ou conversores CC-CC. O armazenamento de energia pode ser feito de várias maneiras. Em eletroporadores geralmente adota-se o armazenamento capacitivo[9]. A energia armazenada em capacitores é entregue em pulsos elétricos aos eletrodos. Nessa etapa pode-se utilizar topologias de conversores CC-AC. As mais usuais são de descarga capacitiva controlada (para pulso monopolar) e inversor (para pulsos bipolares)[10].

Considerando que a energia elétrica já está armazenada em um capacitor carregado, a geração de pulsos monopolares pode ser realizada com circuito de descarga capacitiva controlada. A geração de pulsos bipolares pode ser feita com inversor. As topologias básicas são, conforme a Figura 13.14 (outras topologias e derivações são disponíveis em [Puc et al. 2004; Reberšek and Miklavčič 2010; Staal and Gilbert 2011; Kempkes 2017; Ljubljana 2018]). Em ambos casos a chave (ou interruptor, ou comutador) é controlada por sistema embarcado que a opera conforme protocolo de eletroporação[11] e sincronismos necessários. São necessários sincronismos entre chaves (no caso de múltiplas chaves) para evitar excessos de correntes e com eletrocardiógrafo (ECG) para evitar perturbação ao ritmo cardíaco (fibrilação) [Mali et al. 2008]. As chaves são elementos semicondutores, são exemplos de chaves os tiristores, MOSFETs e IGBTs. É aceitável que durante o pulso ocorra queda de tensão, devido à descarga capacitiva, porém ela deve ser a mínima possível.

Figura 13.14. Criação de protocolos para eletroporação a partir de um capacitor carregado. (a) Protocolo de pulsos monopolar, convertidos por descarga capacitiva controlada. (b) Protocolo de pulsos bipolar, convertidos por topologia com quatro chaves (inversor ou full-bridge).

9. A energia pode ser armazenada em capacitores (energia elétrica) ou em indutores (energia magnética). Em eletroporadores de uso de laboratório e clínicos geralmente armazena-se em capacitores, pois é o procedimento de menor custo (não necessita interrupções de correntes em indutores) [Puc et al. 2004; Reberšek and Miklavčič 2010; Redondo 2017].

10.A topologia de inversor também é chamada de full-bridge. Outra topologia possível é a half-bridge, porém esta necessita de fonte simétrica.

11. As chaves podem conter terminal de disparo flutuantes, nesses casos o acionamento deve ser transmitido com isolamento galvânico. Para tensões de chaveamento superiores a quilo Volts pode ser utilizar topologias com associações de circuitos (para distribuir a tensão em várias chaves) [Williams 1987].

13.6.2 Eletrodos

A entrega dos pulsos de tensão (diferença de tensão) fornecidos pelo eletroporador é realizada pelos eletrodos. Seu arranjo (agulhas ou placas), dimensões e polaridades definem a geometria do campo elétrico e o volume (abrangência) de tratamento. A amplitude do campo elétrico depende prioritariamente da tensão aplicada e distância entre os eletrodos. Valores altos do campo elétrico podem ser alcançados aproximando os eletrodos ou aumentando a diferença de tensão entre eles.

De maneira geral, as regiões de maiores valores de campo elétrico estão nas bordas de eletrodos e outras regiões de interface entre diferentes propriedades elétricas (e.g. regiões descontínuas e regiões próximas a ossos). As regiões de menores campos elétricos são as afastadas dos eletrodos [D. O. H. Suzuki et al. 2015; Suzuki, Marques and Rangel 2016; Suzuki et al. 2018]. Existem softwares e técnicas de modelagem que permitem a visualização tridimensional (em computador) de distribuição de campos elétricos [D. O. H. Suzuki et al. 2015; Suzuki, Marques and Rangel 2016; Suzuki et al. 2018]. Esse tipo de procedimento é importante no projeto do arranjo do eletrodo e pré-tratamento.

A escolha dos eletrodos em tratamentos por eletroporação é em função do tumor. O desempenho dos eletrodos em uma determinada situação pode ser definido como porcentagem da área tumoral abrangida por campo elétrico suficiente para eletroporação. Atualmente, há três tipos (famílias) de eletrodos clinicamente utilizados (aceitos pelo padrão ESOPE), que são de placas paralelas, pares de agulhas paralelos e hexagonal, conforme Figura 13.15 [Mir et al. 2006; Berkenbrock, Machado and Suzuki 2018; Gehl, Sersa, Matthiessen, Muir, Soden, Occhini, Quaglino, Curatolo, Luca G. Campana, et al. 2018]. Existem pesquisas de novas configurações de eletrodos e aplicação em diferentes tumores. Principalmente objetivando tratamentos internos de maneira minimamente invasiva [Sano et al. 2018].

Figura 13.15. Tipos de famílias de eletrodos compreendidos pelo padrão ESOPE. As imagens da linha superior representam modelos tridimensionais dos eletrodos. As imagens da linha inferior representam a distribuição de campos elétricos destes (em um dos planos). Nestas imagens em preto são regiões com campos insuficientes para eletroporação, em cinza são regiões com campos de eletroporação reversível (e ideais para transferência de substâncias) e em brancos regiões de eletroporação irreversível. Há outros semelhantes que também são aceitos [Mir et al. 2006; Gehl, Sersa, Matthiessen, Muir, Soden, Occhini, Quaglino, Curatolo, Luca G. Campana, et al. 2018]. (a) Eletrodo de placas paralelas. (b) Eletrodo de pares de agulhas. (c) Eletrodos de matriz hexagonal. Fonte das simulações de distribuição de campo elétrico: Berkenbrock, Machado e Suzuki. Reeditado com permissão da Hindawi [Berkenbrock, Machado and Suzuki 2018].

13.6.3 Aspectos de Segurança e Padrões

O eletroporador clínico é equipamento eletromédico (EM), gerador de alta tensão, invasivo e que transfere energia pulsada com uso de partes metálicas aplicadas (eletrodos) ao paciente. Esses motivos tornam o eletroporador potencialmente perigoso para pacientes, operadores e outros equipamentos próximos. Para mitigar os riscos associados é necessário que esses equipamentos atendam a requisitos de segurança e desempenho.

O padrão geral em relação a requisitos para segurança básica e desempenho essencial de um EM que deve ser adotado no Brasil é a ABNT NBR IEC 60601-1 (norma geral, parte 1) [ANVISA 2011; ABNT 2016]. Esta norma discute os possíveis perigos relacionados ao uso de eletricidade em EMs e fornece diretrizes funcionais, mecânicas e elétricas para o projeto desses equipamentos. Também se aplicam ao eletroporador normas colaterais (numeradas 60601-1-X) que definem requisitos para certos aspectos de segurança e desempenho. Por exemplo, em relação à compatibilidade eletromagnética deve atender a ABNT NBR IEC 60601-1-2; usabilidade deve atender a ABNT NBR IEC 60601-1-6; e sistemas de alarmes devem atender a ABNT NBR IEC 60601-1-8 [ANVISA 2011; Bertacchini 2017]. Outros padrões técnicos são referenciados pela ABNT NBR IEC 60601 (e suas partes) e devem ser observados (e.g. ABNT NBR IEC/CISPR 11, ABNT NBR IEC 61000, ABNT NBR IEC 60065, ABNT NBR ISO 14971, ABNT NBR IEC 62366, etc.). A ABNT NBR IEC 60601-2-X (parte 2) é específica a algumas classes de EMs (numeradas 60601-2-X). Observa-se que não há parte específica ABNT NBR IEC 60601-2-X para eletroporador.

Os principais perigos de equipamentos de tratamentos por eletroporação são relacionados à energia e alta tensão acumulada nos capacitores, circulação de correntes intensas no paciente e chaveamentos de correntes de até dezenas de Amperes e tensões de quilo Volts. Esse conjunto de fatores podem causar perdas de vida humana, de serviço ao público e de valor econômico. Os tipos de danos são por choque elétrico (dano ao paciente e operador), físicos (dano à pessoas e infraestrutura, devido a fogo e/ou explosões iniciados por centelhamentos) e falha/perturbação de equipamentos próximos ou conectados ao paciente, e.g. monitores de sinais fisiológicos (dano ao paciente e equipamento).

Uma boa prática para fornecer um eletroporador seguro é a adoção de requisitos de equipamentos eletricamente semelhantes, como desfibriladores (ABNT NBR IEC 60601-2-4) e equipamentos cirúrgicos de alta frequência (ABNT NBR IEC 60601-2-2). Outras boas práticas de desenvolvimento de produtos eletrônicos ou EMs sensíveis e de alta tensão também podem ser adotadas. Por exemplo, correntes de fuga podem ser aproximadas de zero (ou anuladas) com técnicas de isolamento (e.g. distâncias de segurança e isolamentos galvânicos); riscos de centelhamentos, inerentes de chaveamentos de alta tensão em cargas complexas, podem ser contornados por proteções contra sobrecorrentes e arcos elétricos; perturbações eletromagnéticas irradiadas e conduzidas podem ser contornadas com inclusão de filtros eletrônicos e blindagens; uso de modos de operação de falha, testes internos automáticos e travas mecânicas reduzem riscos associados ao armazenamento de energia em capacitores e alta tensão; etc [Prutchi and Norris 2004].

Em específico aos eletrodos, deve-se ser considerado o risco sanitário, uma vez que o tratamento por eletroporação é invasivo (os eletrodos podem penetrar parcialmente para dentro do corpo). Esses são usados de maneira transitória e podem ser descartáveis ou não. Eletrodos não descartáveis podem acrescentar requisitos de segurança sanitária ao projeto. Os eletrodos também devem suportar esforços eletrodinâmicos, eletroquímicos e mecânicos (acidentais ou não) que possam causar sua ruptura ou desconexão. Em interface eletrodo-tecido deve-se utilizar materiais inertes e biocompatíveis. No Brasil, os eletrodos devem atender prescrições da agência regulamentadora Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) [ANVISA 2001a].

Apesar de existirem soluções em engenharia para mitigar riscos inerentes em equipamentos de tratamentos por eletroporação, é de conhecimento que se necessita discussão e normatização quando há questões específicas de segurança nesses equipamentos. Atualmente, os riscos de um EM podem ser minimizados, conforme procedimentos de gerenciamento de risco da ABNT NBR ISO 14971 [ABNT 2009; Bertacchini 2017][12].

12. Essa norma não solicita uma metodologia em específico para o gerenciamento de risco.

13.6.3.1 Certificação

No Brasil, um EM somente é considerado adequado para uso clínico e comercialização, quando esse possui homologação apropriada (e compulsória) da ANVISA[13] [Brasil 1976, 1999, ANVISA 2001a, 2011]. Observa-se que as exigências técnicas não se restringem à concepção e desenvolvimento do produto[14]. O atendimento a uma norma técnica somente é admitido após ensaio de conformidade em laboratório. Esses procedimentos são realizados durante processo de certificação junto ao organismo certificador do produto, acreditado pelo INMETRO.

Atualmente, não há eletroporador clínico com homologação na ANVISA, ou seja, não há eletroporador adequado para uso clínico e comercialização no Brasil. Em cenário global, o único equipamento eletroporador para eletroquimioterapia com homologação em órgão respectivo é o IGEA Cliniporator. Esse possui marca CE, ou seja, esse equipamento está em conformidade com regulamentos da União Europeia e pode ser comercializado nos 32 países europeus [Bertacchini 2017]. Ressalta-se que nos Estados Unidos há equipamento (NanoKnife da Angiodynamics) para eletroporação irreversível (ablação não térmica) aprovado pela FDA [Mattison, Howard and Iaizzo 2019].

O eletroporador clínico destinado à eletroquimioterapia e eletrogeneterapia é equipamento com tecnologia ainda não utilizada clinicamente no Brasil. Por causa disso, é necessário procedimento de avaliação clínica[15]. Em primeira etapa, deve ser realizada avaliação crítica de resultados de pesquisas clínicas, especificadamente desenvolvidas para o equipamento a ser homologado [ANVISA 2001b, 2016]. A condução de pesquisas em seres humanos no Brasil deve atender legislações vigentes [Saude 2012]. Ainda assim, o processo de avaliação clínica não é restrito ao desenvolvimento e deve ser contínuo em toda a vida útil do eletroporador.

13.7. Eletroquimioterapia

A técnica de eletroquimioterapia vem sendo desenvolvida desde a década de oitenta e tem como seu principal desenvolvedor o Dr Lluis Maria Mir, Institute Gustave Roussy – França [Mir et al. 1991; Belehradek et al. 1993; Mir 1994; Jaroszeski, Gilbert and Heller 1997]. No final do ano de 2006 ela finalmente foi padronizada para a utilização em medicina, através do projeto ESOPE (European Standard Operating Procedures of Electrochemotherapy), e seus padrões operacionais foram publicados em uma edição específica para a técnica no caderno de suplementos na Revista European Journal of Cancer [Mir et al. 2006]. Nessa época poucos lugares no mundo realizavam a técnica em medicina veterinária, como a Eslovênia, França, Inglaterra e Itália. A partir dessa publicação a técnica foi se expandindo e hoje está disponível para medicina em mais de 140 centros oncológicos e para medicina veterinária em aproximadamente 28 países do mundo. Dentre os países que realizam a técnica em medicina veterinária, podemos destacar a Eslovênia, a Itália, a Polônia e Brasil. O Brasil é o país com maior número de veterinários que aplicam a técnica, mais de 100 profissionais, e com o maior número de pacientes veterinários tratados, aproximadamente 8000.

13. No Brasil a homologação de um EM é feita na ANVISA. Nos Estados Unidos é a Food and Drug Administration (FDA) e na Europa a marca Conformité Européene (CE). Observe que um eletroporador aprovado em alguma agência internacional não possui aprovação automática na ANVISA e, portanto, não pode ser comercializado no Brasil.
14. Existem normatização para ambiente de fabricação, rotulagem, manuais, embalagem, venda, pós-venda e para a empresa fabricante ou importadora de um EM.
15. Procedimento mitologicamente robusto de coleta, avaliação e análise de dados clínicos relativos ao EM e avaliação da existência de evidências clínicas suficientes para garantir o cumprimento dos requisitos essenciais para a segurança e desempenho ao utilizar o EM de acordo com as instruções do fabricante.

13.7.1 Bases da eletroquimioterapia

A técnica é simples e robusta, e embora envolvam conhecimentos de áreas distintas como física e medicina, sua aplicação é bastante simples. O princípio da técnica consiste na combinação do fenômeno de eletropermeabilização (ou eletroporação) com a quimioterapia de drogas não permeáveis a membrana plasmática. Para isso é necessário disponibilizar um agente antineoplásico no ambiente onde se quer tratar o câncer, isto é, tanto na lesão visível quanto em suas margens, e aplicar um campo elétrico específico na mesma região [Mir 1994]. Dessa forma, o aumento de permeabilidade promovido na membrana facilita a entrada da droga na célula potencializando sua ação [Mir and Orlowski 1999]. Por se tratar de uma técnica em que é necessária a aplicação de um campo elétrico, e isso se dá através de eletrodos, a técnica é classificada como uma técnica de controle local de neoplasias [Sersa et al. 1996].

13.7.2 Principais drogas

De acordo com os princípios da eletroquimioterapia somente fármacos pouco permeáveis ou impermeáveis à membrana celular serão potencializados pela técnica. Diversos agentes antineoplásicos já foram testados e apenas duas drogas confirmaram sua potencialização, a Cisplatina e a Bleomicina [Sersa et al. 2000; Gothelf, Mir and Gehl 2003].

A Bleomicina é uma droga cujas membranas são praticamente impermeáveis à membrana citoplasmática e com ela foi observada uma maior potencialização pela técnica. Estudos in vitro observaram uma potencialização de até milhares de vezes comparado com a abordagem sem a eletropermeabilização [Jaroszeski, Gilbert and Heller 1997; Sersa and Miklavcic 2008; Sersa et al. 2008]. A cisplatina foi a outra droga em que se observou um aumento de potencialização de até algumas dezenas de vezes com a eletropermeabilização [Miklavčič et al. 2014]. Estudos clínicos revelaram que a bleomicina pode ser administrada tanto por via endovenosa quanto por via intratumoral com resultados semelhantes, enquanto a cisplatina só tem seu efeito potencializado quando administrada por via intratumoral [Mir et al. 2006].

Além da bleomicina e cisplatina, alguns estudos têm mostrado que a administração de Ca intratumoral seguido da eletropermeabilização tem apresentado resultados interessantes no controle de tumores [Frandsen et al. 2012, 2015; Zielichowska et al. 2016; Falk et al. 2017; Szewczyk et al. 2018].

13.7.3 Mecanismos de Ação

São atribuídos à eletroquimioterapia três principais mecanismos de ação: O efeito do quimioterápico potencializado utilizado; a potencialização do sistema imunológico contra o tumor pela administração da técnica e o "sequestro vascular" promovido [Mir and Orlowski 1999; Mir et al. 2003; Szewczyk et al. 2018].

Quando utilizada a bleomicina é observado um interessante efeito seletivo às células neoplásicas. Isso se dá porque a bleomicina age principalmente em células que estão em divisão e confere à técnica uma característica conservativa [Marty et al. 2006; Mir et al. 2006].

13.7.4 Abordagens

A técnica permite uma série de combinações com outras terapias contra o câncer. Podemos citar a combinação com a cirurgia, quimioterapia tradicional e imunoterapia, como algumas possibilidades já descritas [Cemazar et al. 2008; Spugnini et al. 2011; Suzuki et al. 2015; Lowe et al. 2016].

A abordagem associada à cirurgia tem sido descrita como uma possibilidade para ampliar margens cirúrgicas comprometidas [Suzuki et al. 2015; Tozon et al. 2016]. A associação com a imunoterapia tem sido bastante promissora e sua aplicação criou uma nova vertente de terapia que utiliza a aplicação de campos elétricos, a eletrogeneterapia. Nessa nova técnica um transfecção gênica para estímulo à produção de moléculas imunomoduladoras, como Interleucina 12, é realizada utilizando como vetor para transfecção campos elétricos similares aos utilizados na eletroquimioterapia [Mir et al. 1992, 1995; Horton, Lalor and Rolland 2008; Cemazar et al. 2017].

13.7.5 Efeitos colaterais

Poucos efeitos colaterais são observados em pacientes submetidos à eletroquimioterapia. Os principais são observados no local onde a aplicação é feita. Eles acontecem principalmente em virtude da destruição do tumor [Sersa et al. 2008; Spugnini et al. 2011; Suzuki et al. 2015], [Heller et al. 1996; Mir et al. 1998; Tozon et al. 2005; Spugnini, A. Baldi, et al. 2007; Spugnini, F. Baldi, et al. 2007]. Podemos destacar a formação de erosões, eritema e dor. A intensidade dos efeitos colaterais está relacionada ao tamanho do tumor que será destruído. Vale ressaltar que o índice de resposta objetiva à eletroquimioterapia aos mais diferentes tumores é de aproximadamente 80% [Sersa et al. 2008; Miklavčič et al. 2014], [Cemazar et al. 2008], [Cemazar et al. 2017], [Mir, Tounekti and Orlowski 1996; Plaschke et al. 2016; Gehl, Sersa, Matthiessen, Muir, Soden, Occhini, Quaglino, Curatolo, Luca G. Campana, et al. 2018].

A bleomicina é um fármaco cujo principal efeito colateral é a fibrose pulmonar, logo quando ela é utilizada esse efeito colateral deve ser levado em consideração. A presença da fibrose pulmonar está associada principalmente a pacientes que receberam dose cumulativa de 400.000 UI, logo isso deve ser observado [Mir, Tounekti and Orlowski 1996]. Em pacientes humanos testes de capacidade pulmonar têm sido feitos em pacientes antes da utilização da bleomicina ser instituída [Gehl, Sersa, Matthiessen, Muir, Soden, Occhini, Quaglino, Curatolo, Luca G. Campana, et al. 2018].

13.7.6 Indicações

A eletroquimioterapia tem indicação para neoplasias de todas as origens histológicas. Em medicina veterinária já existem trabalhos com aplicação nos mais diversos tumores, como Carcinoma de células escamosas (felinos e caninos), mastocitomas, melanomas orais, neoplasias perianais, sarcomas de aplicação felino, tumor venéreo transmissível canino (Figura 1.17), ameloblastoma, rabdomiossarcoma, entre outros [Miklavčič et al. 2014], [Suzuki et al. 2015; Tozon et al. 2016], [Plaschke et al. 2016], [Campana et al. 2014; Queirolo, Marincola and Spagnolo 2014; Bianchi et al. 2016; Guida et al. 2016; Impellizeri et al. 2016; Tomassini et al. 2016].

Figura 13.16. Eletroquimioterapia de tumor nasal. (A) e (B) Deformação facial resultante de carcinoma nasal (TVT). (C) Abertura craniana aplicada com a solução e eletroquimioterapia durante o procedimento. (D) noventa e três dias após a eletroquimioterapia. (E) Após 6 meses de tratamento, o paciente foi monitorado clinicamente e não houve recidiva do câncer.

Fonte: Suzuki et al. (2016) [Suzuki et al. 2017]. Reeditado com permissão da John Wiley and Sons.

13.7.7 Eficiência

Já foi observado que independentemente do tipo histológico um fator relacionado com a resposta à técnica seria a vascularização do tumor, uma vez que esse aspecto está relacionado com a chegada da droga no tumor e sua concentração no tecido neoplásico quando a eletropermeabilização é realizada [Groselj et al. 2018].

Importante ressaltar que, como a eletroquimioterapia se trata de uma técnica de controle localizado, a eficiência da técnica está intimamente relacionada à capacidade da aplicação do campo elétrico adequado em toda a região por onde o tumor se apresente, seja na parte macroscópica da doença, seja nas infiltrações dos tecidos adjacentes. Hoje um dos desafios da técnica é a construção de novos eletrodos para a aplicação em regiões de difícil acesso, como cavidade nasal e dentro das cavidades do corpo [Miklavcic et al. 1998; Corovic et al. 2008; Mazères et al. 2009; Suzuki, Marques and Rangel 2016].

13.8 Considerações finais

Por ter um custo baixo de infraestrutura para dispor da técnica em serviços veterinários, a eletroquimioteapia se adequa bem ao mercado de pequenos animais domésticos. Outro aspecto relevante é a simplicidade da execução da técnica. Juntamente a estes dois aspectos, o alto índice de resposta objetiva associado à eletroquimioterapia faz com que a técnica seja uma das que mais cresce no mundo em oncologia veterinária. Há ainda muito a se desenvolver com a técnica, seja em relação a novas abordagens, eletrodos ou mesmo novos equipamentos, o que garante muitos temas de pesquisa serem desenvolvidos em medicina veterinária em todo o mundo.

Agradecimentos

Agradecimentos ao CNPq (Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico) e à CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior) pelo auxílio financeiro e bolsas de mestrado e doutorado aos acadêmicos.

Lista de siglas e símbolos

Siglas	Descrições
DM	Dinâmica molecular
Vm	Potencial transmembrana
DOPC	1,2-dioleoyl-sn-glycero-3-phosphatidylcholine
POPC	1-palmitoyl-2-oleoyl-sn-glycero-3-phosphatidylcholine
Erev	Campo elétrico em que é possível a eletroporação reversível
Eirrev	Campo elétrico que produz eletroporação irreversível
ESOPE	European Standard Operating Procedures Of The Electrochemotherapy
PEF	Campo elétricos pulsados
NTIRE	Nonthermal Irrersible Electroporation
ECG	Eletrocardiograma
EM	Equipamento médico
FDA	Food and Drug Administration, agência federal do Departamento de Saúde e Serviços Humanos dos Estados Unidos

Referências

[1] ABNT (2009) NBR ISO 14971:2009. Rio de Janeiro.

[2] ABNT (2016) NBR IEC 60601-1:2010 Emenda 1:2016. Rio de Janeiro.

[3] ANVISA (2001a) Resolução da Diretoria Colegiada No 185, de 22 de outubro de 2001. Brasil.

[4] ANVISA (2001b) Resolução da Diretoria Colegiada No 56, de 6 de abril de 2001. Brasil.

[5] ANVISA (2011) Resolução da Diretoria Colegiada No 27, de 21 de junho de 2011. Brasil.

[6] ANVISA (2016) Nota técnica No 004/2016/GGTPS/DIREG/ANVISA.

[7] Barba, F. J. et al. (2017) 'Bioaccessibility of bioactive compounds from fruits and vegetables after thermal and nonthermal processing', Trends in Food Science and Technology, 67, pp. 195–206. doi: 10.1016/j.tifs.2017.07.006.

[8] Bardelmeyer, G. H. (1973) 'Electrical conduction in hydrated collagen. I. Conductivity mechanisms', Biopolymers, 12(10), pp. 2289–2302. doi: 10.1002/bip.1973.360121008.

[9] Belehradek, M. et al. (1993) 'Electrochemotherapy, a new antitumor treatment. First clinical phase I-II trial', Cancer. Wiley Online Library, 72(12), pp. 3694–3700.

[10] Berkenbrock, J.-A., Machado, R. G. and Achenbach, S. (2018) 'How Might X-Ray Scanned Potatoes Improve Cancer Treatment?', Microscopy and Microanalysis, 24(S2), pp. 410–411. doi: 10.1017/S1431927618014332.

[11] Berkenbrock, J. A. et al. (2018) 'Verification of Electroporation Models Using the Potato Tuber as In Vitro Simulation', Journal of Medical and Biological Engineering. Springer Berlin Heidelberg, (0123456789), p. 5. doi: 10.1007/s40846-018-0408-8.

[12] Berkenbrock, J. A., Machado, R. G. and Suzuki, D. O. H. (2018) 'Electrochemotherapy Effectiveness Loss due to Electric Field Indentation between Needle Electrodes: A Numerical Study', Journal of Healthcare Engineering, 2018, pp. 1–8. doi: 10.1155/2018/6024635.

[13] Bertacchini, C. (2017) 'Cliniporator: Medical Electroporation of Tumors', in Handbook of Electroporation. Cham: Springer International Publishing, pp. 1–36. doi: 10.1007/978-3-319-26779-1_214-1.

[14] Bianchi, G. et al. (2016) 'Electrochemotherapy in the treatment of bone metastases: a phase II trial', World Journal of surgery. Springer, 40(12), pp. 3088–3094.

[15] Boc, N. et al. (2018) 'Ultrasonographic changes in the liver tumors as indicators of adequate tumor coverage with electric field for effective electrochemotherapy', Radiology and Oncology, 0(0), pp. 1–9. doi: 10.2478/raon-2018-0041.

[16] Brasil (1976) Lei No 6.360, de 23 de setembro de 1976. Brasil.

[17] Brasil (1999) Lei No 9.782, de 26 de janeiro de 1999. Brasil.

[18] Breton, M. et al. (2012) 'Transport of siRNA through lipid membranes driven by nanosecond electric pulses: an experimental and computational study', Journal of the American Chemical Society. ACS Publications, 134(34), 2pp. 13938–13941.

[19] Brochier, B., Mercali, G. D. and Marczak, L. D. F. (2018) 'Effect of ohmic heating parameters on peroxidase inactivation, phenolic compounds degradation and color changes of sugarcane juice', Food and Bioproducts Processing. Institution of Chemical Engineers, 111, pp. 62–71. doi: 10.1016/j.fbp.2018.07.003.

[20] Campana, L. G. I. et al. (2014) 'Electrochemotherapy in non-melanoma head and neck cancers: a retrospective analysis of the treated cases', The British journal of oral & maxillofacial surgery. British Association of Oral and Maxillofacial Surgeons, 52(10), pp. 957–964. doi: 10.1016/j.bjoms.2014.08.004.

[21] Casciola, M. and Tarek, M. (2016) 'A molecular insight into the electro-transfer of small molecules through electropores driven by electric fields', Biochimica et Biophysica Acta (BBA)-Biomembranes. Elsevier, 1858(10), pp. 2278–2289.

[22] Ĉemazˆr, M. et al. (1998) 'Effect of Electric-Field Intensity on Electropermeabilization and Electrosensitmty of Various Tumor-Cell Lines In Vitro', Electro- and Magnetobiology. Taylor & Francis, 17(2), pp. 263–272. doi: 10.3109/15368379809022571.

[23] Cemazar, M. et al. (2008) 'Electrochemotherapy in veterinary oncology', Journal of veterinary internal medicine / American College of Veterinary Internal Medicine, 22(4), pp. 826–31. doi: 10.1111/j.1939-1676.2008.0117.x.

[24] Cemazar, M. et al. (2017) 'Efficacy and safety of electrochemotherapy combined with peritumoral IL-12 gene electrotransfer of canine mast cell tumours', Veterinary and comparative oncology. Wiley Online Library, 15(2), pp. 641–654.

[25] Chafai, D. E. et al. (2015) 'Assessment of the electrochemical effects of pulsed electric fields in a biological cell suspension', Bioelectrochemistry, 106(1), pp. 249–257. doi: 10.1016/j.bioelechem.2015.08.002.

[26] Chopinet, L. and Rols, M.-P. (2015) 'Nanosecond electric pulses: a mini-review of the present state of the art', Bioelectrochemistry. Elsevier, 103, pp. 2–6.

[27] Cimalluis, L. F. et al. (2004) 'Macroscopic characterization of cell electroporation in biological tissue based on electrical measurements', Citation: Appl. Phys. Lett, 85(4520), pp. 4520–4522. doi: 10.1063/1.1818728.

[28] Corovic, S. et al. (2008) 'Importance of contact surface between electrodes and treated tissue in electrochemotherapy', Technology in cancer research & treatment, 7(5), pp. 393–400.

[29] D'Halluin, K. (1992) 'Transgenic Maize Plants by Tissue Electroporation', THE PLANT CELL ONLINE, 4(12), pp. 1495–1505. doi: 10.1105/tpc.4.12.1495.

[30] Damiani, T. B., Berkenbrock, J. A. and Suzuki, D. O. H. (2016) 'Avaliação in silico do Campo Elétrico na Eletroquimioterapia: Modelo de Tumor Real Associado a Tecido Adiposo e Hepático', in Anais do XXV CBEB - Edição 2016. Foz do Iguaçu, pp. 317–320.

[31] Davalos, R. V, Mir, I. L. M. and Rubinsky, B. (2005) 'Tissue ablation with irreversible electroporation.', Annals of biomedical engineering, 33(2), pp. 223–31. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15771276 (Accessed: 14 January 2018).

[32] Delemotte, L. and Tarek, M. (2012) 'Molecular dynamics simulations of lipid membrane electroporation', Journal of Membrane Biology, 245(9), pp. 531–543. doi: 10.1007/s00232-012-9434-6.

[33] Edd, J. F. and Davalos, R. V. (2007) 'Mathematical Modeling of Irreversible Electroporation for Treatment Planning', Technology in Cancer Research & Treatment, 6(4), pp. 275–286. doi: 10.1177/153303460700600403.

[34] Falk, H. et al. (2017) 'Calcium electroporation induces tumor eradication, long-lasting immunity and cytokine responses in the CT26 colon cancer mouse model', Oncoimmunology. Taylor & Francis, 6(5), p. e1301332.

[35] Flisar, K. et al. (2014) 'Testing a prototype pulse generator for a continuous flow system and its use for E. coli inactivation and microalgae lipid extraction', Bioelectrochemistry, 100, pp. 44–51. doi: 10.1016/j.bioelechem.2014.03.008.

[36] Flynn, L. E. (2010) 'The use of decellularized adipose tissue to provide an inductive microenvironment for the adipogenic differentiation of human adipose-derived stem cells', Biomaterials. Elsevier Ltd, 31(17), pp. 4715–4724. doi: 10.1016/j.biomaterials.2010.02.046.

[37] Frandsen, S. K. et al. (2012) 'Direct therapeutic applications of calcium electroporation to effectively induce tumor necrosis', Cancer research. AACR.

[38] Frandsen, S. K. et al. (2015) 'Calcium electroporation: evidence for differential effects in normal and malignant cell lines, evaluated in a 3D spheroid model', PLoS One. Public Library of Science, 10(12), p. e0144028.

[39] Gabriel, S., Lau, R. W. and Gabriel, C. (1996) 'The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues', Physics in Medicine & Biology, 41, pp. 2271–2293. Available at: http://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/41/11/003/pdf (Accessed: 17 May 2018).

[40] Gehl, J., Sersa, G., Matthiessen, L. W., Muir, T., Soden, D., Occhini, A., Quaglino, P., Curatolo, P., Campana, L. G., et al. (2018) 'Updated standard operating procedures for electrochemotherapy of cutaneous tumours and skin metastases', Acta Oncologica. Taylor & Francis, 57(7), pp. 874–882.

[41] Gehl, J., Sersa, G., Matthiessen, L. W., Muir, T., Soden, D., Occhini, A., Quaglino, P., Curatolo, P., Campana, L. G., et al. (2018) 'Updated standard operating procedures for electrochemotherapy of cutaneous tumours and skin metastases', Acta Oncologica. Informa UK Limited, trading as Taylor & Francis Group, 0(0), pp. 1–9. doi: 10.1080/0284186X.2018.1454602.

[42] Gothelf, A., Mir, L. M. and Gehl, J. (2003) 'Electrochemotherapy: results of cancer treatment using enhanced delivery of bleomycin by electroporation', Cancer Treatment Reviews, 29(5), pp. 371–387. doi: 10.1016/S0305-7372(03)00073-2.

[43] Groselj, A. et al. (2015) 'Coupling treatment planning with navigation system: a new technological approach in treatment of head and neck tumors by electrochemotherapy', BioMedical Engineering OnLine, 14(Suppl 3), p. S2. doi: 10.1186/1475-925X-14-S3-S2.

[44] Grosse, C. and Schwan, H. P. (1992) 'Cellular membrane potentials induced by alternating fields', Biophysical journal. Elsevier, 63(6), pp. 1632–1642.

[45] Guida, M. et al. (2016) 'Local treatment with electrochemotherapy of superficial angiosarcomas: Efficacy and safety results from a multi-institutional retrospective study', Journal of surgical oncology. Wiley Online Library, 114(2), pp. 246–253.

[46] Haberl, S. et al. (2013) 'Cell membrane electroporation-Part 2: the applications', IEEE Electrical Insulation Magazine, 29(1), pp. 29–37. doi: 10.1109/MEI.2013.6410537.

[47] Heller, R. et al. (1996) 'Phase I/II trial for the treatment of cutaneous and subcutaneous tumors using electrochemotherapy', Cancer: Interdisciplinary International Journal of the American Cancer Society. Wiley Online Library, 77(5), pp. 964–971.

[48] Hjouj, M. and Rubinsky, B. (2010) 'Magnetic Resonance Imaging Characteristics of Nonthermal Irreversible Electroporation in Vegetable Tissue', The Journal of Membrane Biology. Springer-Verlag, 236(1), pp. 137–146. doi: 10.1007/s00232-010-9281-2.

[49] Horton, H. M., Lalor, P. A. and Rolland, A. P. (2008) 'IL-2 plasmid electroporation: from preclinical studies to phase I clinical trial', in Electroporation Protocols. Springer, pp. 361–372.

[50] Impellizeri, J. et al. (2016) 'Electroporation in veterinary oncology', The Veterinary Journal. Elsevier Ltd, 217, pp. 18–25. doi: 10.1016/j.tvjl.2016.05.015.

[51] Ivorra, A. et al. (2009) 'In vivo electrical conductivity measurements during and after tumor electroporation: conductivity changes reflect the treatment outcome', Physics in Medicine and Biology. IOP Publishing, 54(19), pp. 5949–5963. doi: 10.1088/0031-9155/54/19/019.

[52] Jaroszeski, M. J., Gilbert, R. and Heller, R. (1997) 'Electrochemotherapy: an emerging drug delivery method for the treatment of cancer', Advanced drug delivery reviews. Elsevier, 26(2–3), pp. 185–197.

[53] Jiang, C., Davalos, R. V and Bischof, J. C. (2015) 'A Review of Basic to Clinical Studies of Irreversible Electroporation Therapy', IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 62(1), pp. 4–20. doi: 10.1109/TBME.2014.2367543.

[54] Jordan, C. A., Neumann, E. and Sowers, A. E. (2013) Electroporation and electrofusion in cell biology. Springer Science & Business Media.

[55] Junqueira, L. C. U. and Carneiro, J. (2004) Histologia Básica. 10th edn. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.

[56] Kakorin, S., Brinkmann, U. and Neumann, E. (2005) 'Cholesterol reduces membrane electroporation and electric deformation of small bilayer vesicles', Biophysical chemistry. Elsevier, 117(2), pp. 155–171.

[57] Kandušer, M. and Miklavčič, D. (2009) 'Electroporation in Biological Cell and Tissue: An Overview', in Electrotechnologies for Extraction from Food Plants and Biomaterials. New York, NY: Springer New York, pp. 1–37. doi: 10.1007/978-0-387-79374-0_1.

[58] Kempkes, M. A. (2017) 'Industrial Pulsed Electric Field Systems', in Handbook of Electroporation. Cham: Springer International Publishing, pp. 881–901. doi: 10.1007/978-3-319-32886-7_211.

[59] Kinosita, K. and Tsong, T. Y. (1979) 'Voltage-induced conductance in human erythrocyte membranes', Biochimica et Biophysica Acta (BBA) - Biomembranes. Elsevier, 554(2), pp. 479–497. doi: 10.1016/0005-2736(79)90386-9.

[60] Kinosita, K. and Tsong, T. Y. O. W. (1977) 'Biochimica et Biophysica Acta, 471 (1977) 227--242 ©', 471, pp. 227–242.

[61] Kotnik, T. et al. (2012) 'Cell membrane electroporation- Part 1: The phenomenon', IEEE Electrical Insulation Magazine, 28(5), pp. 14–23. doi: 10.1109/MEI.2012.6268438.

[62] Kotnik, T., Miklavčič, D. and Mir, L. M. (2001) 'Cell membrane electropermeabilization by symmetrical bipolar rectangular pulses', Bioelectrochemistry, 54(1), pp. 91–95. doi: 10.1016/S1567-5394(01)00115-3.

[63] Leontiadou, H., Mark, A. E. and Marrink, S.-J. (2007) 'Ion transport across transmembrane pores', Biophysical journal. Elsevier, 92(12), pp. 4209–4215.

[64] Levine, Z. A. et al. (2009) 'Electroporation Sensitivity of Oxidized Phospholipid Bilayers', Biophysical Journal. Elsevier, 96(3), p. 41a.

[65] Levine, Z. A. and Vernier, P. T. (2010) 'Life cycle of an electropore: field-dependent and field-independent steps in pore creation and annihilation', The Journal of membrane biology. Springer, 236(1), pp. 27–36.

[66] Li, J. et al. (2013) 'The effect of extracellular conductivity on electroporation-mediated molecular delivery', Biochimica et Biophysica Acta - Biomembranes. Elsevier B.V., 1828(2), pp. 461–470. doi: 10.1016/j.bbamem.2012.08.014.

[67] Ljubljana, L. of B.-U. of (2018) Commercial Electroporators. Available at: http://lbk.fe.uni-lj.si/ic/en/equipment/commercial-electroporators (Accessed: 20 November 2018).

[68] Lowe, R. et al. (2016) 'The treatment of canine mast cell tumours with electrochemotherapy with or without surgical excision', Veterinary and comparative oncology. Wiley Online Library.

[69] Mahmood, F. (2011) 'Understanding Electric Fields for Clinical Use', in Kee, S. T., Gehl, J., and Lee, E. W. (eds) Clinical Aspects of Electroporation. New York, NY: Springer New York, pp. 31–43. doi: 10.1007/978-1-4419-8363-3_4.

[70] Mahnič-Kalamiza, S., Vorobiev, E. and Miklavčič, D. (2014) 'Electroporation in Food Processing and Biorefinery', The Journal of Membrane Biology, 247(12), pp. 1279–1304. doi: 10.1007/s00232-014-9737-x.

[71] Mali, B. et al. (2008) 'The effect of electroporation pulses on functioning of the heart', Medical & Biological Engineering & Computing, 46(8), pp. 745–757. doi: 10.1007/s11517-008-0346-7.

[72] Marty, M. et al. (2006) 'Electrochemotherapy – An easy, highly effective and safe treatment of cutaneous and subcutaneous metastases: Results of ESOPE (European Standard Operating Procedures of Electrochemotherapy) study', European Journal of Cancer Supplements, 4(11), pp. 3–13. doi: 10.1016/j.ejcsup.2006.08.002.

[73] Mattison, L. M., Howard, B. T. and Iaizzo, P. A. (2019) 'Electroporation Ablative Therapy as a Clinical Tool', in Engineering in Medicine. Elsevier, pp. 179–200. doi: 10.1016/B978-0-12-813068-1.00007-5.

[74] Mazères, S. et al. (2009) 'Non invasive contact electrodes for in vivo localized cutaneous electropulsation and associated drug and nucleic acid delivery', Journal of Controlled Release. Elsevier, 134(2), pp. 125–131.

[75] Miklavcic, D. et al. (1998) 'The importance of electric field distribution for effective in vivo electroporation of tissues.', Biophysical journal, 74(5), pp. 2152–8. doi: 10.1016/S0006-3495(98)77924-X.

[76] Miklavcic, D. (2017) Handbook of Electroporation. Edited by D. Miklavčič. Cham: Springer International Publishing. doi: 10.1007/978-3-319-32886-7.

[77] Miklavčič, D. et al. (2014) 'Electrochemotherapy: from the drawing board into medical practice.', Biomedical engineering online. BioMedical Engineering OnLine, 13(1), p. 29. doi: 10.1186/1475-925X-13-29.

[78] Mir, L. M. et al. (1991) 'Electrochemotherapy, a new antitumor treatment: first clinical trial', Comptes rendus de l'Academie des sciences. Serie III, Sciences de la vie, 313(13), pp. 613–8. Available at: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1723647 (Accessed: 15 March 2018).

[79] Mir, L. M. et al. (1992) 'Electrochemotherapy tumor treatment is improved by interleukin-2 stimulation of the host's defenses.', European cytokine network, 3(3), pp. 331–334.

[80] Mir, L. M. (1994) 'Antitumor electro-chemotherapy', Bulletin du cancer, 81(9), pp. 740–748.

[81] Mir, L. M. et al. (1995) 'Systemic antitumor effects of electrochemotherapy combined with histoincompatible cells secreting interleukin-2.', Journal of immunotherapy with emphasis on tumor immunology: official journal of the Society for Biological Therapy, 17(1), pp. 30–38.

[82] Mir, L. M. et al. (1998) 'Effective treatment of cutaneous and subcutaneous malignant tumours by electrochemotherapy.', British journal of cancer. Nature Publishing Group, 77(12), p. 2336.

[83] Mir, L. M. et al. (2003) 'Electrochemotherapy: a new treatment of solid tumors.', Journal of experimental & clinical cancer research : CR, 22(4 Suppl), pp. 145–8.

[84] Mir, L. M. et al. (2006) 'Standard operating procedures of the electrochemotherapy: Instructions for the use of bleomycin or cisplatin administered either systemically or locally and electric pulses delivered by the CliniporatorTM by means of invasive or non--invasive electrodes', European Journal of Cancer Supplements, 4(11), pp. 14–25. doi: 10.1016/j.ejcsup.2006.08.003.

[85] Mir, L. M. and Orlowski, S. (1999) 'Mechanisms of electrochemotherapy', Advanced drug delivery reviews. Elsevier, 35(1), pp. 107–118.

[86] Mir, L. M., Tounekti, O. and Orlowski, S. (1996) 'Bleomycin: revival of an old drug.', General pharmacology, 27(5), pp. 745–8.

[87] Morgon, N. H. and Coutinho, K. (2007) Métodos de química teórica e modelagem molecular, Métodos de química teórica e modelagem molecular. Editora Livraria da Física.

[88] Muramatsu, T. et al. (1997) 'Comparison of three nonviral transfection methods for foreign gene expression in early chicken embryos in ovo.', Biochemical and biophysical research communications, 230(2), pp. 376–80.

[89] Neumann, E. and Rosenheck, K. (1972) 'Permeability changes induced by electric impulses in vesicular membranes', The Journal of Membrane Biology. Springer-Verlag, 10(1), pp. 279–290. doi: 10.1007/BF01867861.

[90] Pai, S. T. and Zhang, Q. (1995) 'Introduction', in Chen, W. K. (ed.) Introduction to High Power Pulse Technology. 10th edn. World Scientific, pp. 1–6. doi: 10.1142/9789812831934_0001.

[91] Pavlin, M., Slivnik, T. and Miklavcic, D. (2002) 'Effective conductivity of cell suspensions', IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 49(1), pp. 77–80. doi: 10.1109/10.972843.

[92] Pelosi, P. et al. (2007) 'The extracellular matrix of the lung and its role in edema formation', Anais da Academia Brasileira de Ciências, 79(2), pp. 285–297. doi: 10.1590/S0001-37652007000200010.

[93] Plaschke, C. C. et al. (2016) 'Electrochemotherapy of mucosal head and neck tumors: a systematic review', Acta Oncologica. Taylor & Francis, 55(11), pp. 1266–1272.

[94] Potter, H. and Heller, R. (2018) 'Transfection by electroporation', Current protocols in molecular biology. Wiley Online Library, 121(1), pp. 3–9.

[95] Potter, H., Weir, L. and Leder, P. (1984) 'Enhancer--dependent expression of human Kc immunoglobulin genes introduced into mouse pre-B lymphocytes by electroporation (DNA-mediated transfection/tissue-specific gene expression/B-lymphocyte development/gpt selection)', Genetics, 81, pp. 7161–7165. Available at: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC392097/pdf/pnas00623-0260.pdf (Accessed: 15 March 2018).

[96] Prutchi, D. and Norris, M. (2004) Design and Development of Medical Electronic Instrumentation : A Practical Perspective of the Design, Construction, and Test of Medical Devices. New York, United States, United States: John Wiley and Sons Ltd.

[97] Puc, M. et al. (2004) 'Techniques of signal generation required for electropermeabilization', Bioelectrochemistry, 64(2), pp. 113–124. doi: 10.1016/j.bioelechem.2004.04.001.

[98] Quecini, V. M. et al. (2002) 'Factors influencing electroporation-mediated gene transfer to Stylosanthes guianensis (Aubl.) Sw. protoplasts', Genetics and Molecular Biology, 25(1), pp. 73–80. doi: 10.1590/S1415-47572002000100014.

[99] Queirolo, P., Marincola, F. and Spagnolo, F. (2014) 'Electrochemotherapy for the management of melanoma skin metastasis: A review of the literature and possible combinations with immunotherapy', Archives of Dermatological Research, 306(6), pp. 521–526. doi: 10.1007/s00403-014-1462-x.

[100] Ramos, A. and Lima, A. (2012) 'Electroporation of Kluyveromyces marxianus and β-D-galactosidase Extraction', in Applied Biological Engineering - Principles and Practice. InTech, pp. 417–434. doi: 10.5772/36487.

[101] Ramos, A., Raizer, A. and Marques, J. L. B. (2003) 'A new computational approach for electrical analysis of biological tissues', Bioelectrochemistry, 59(1–2), pp. 73–84. doi: 10.1016/S1567-5394(03)00004-5.

[102] Ramos, A., Suzuki, D. O. H. and Marques, J. L. B. (2004) 'Numerical Simulation of Electroporation in Spherical Cells', Artificial Organs, 28(4), pp. 357–361. doi: 10.1111/j.1525-1594.2004.47355.x.

[103] Ramos, A., Suzuki, D. O. H. and Marques, J. L. B. (2006) 'Numerical study of the electrical conductivity and polarization in a suspension of spherical cells', Bioelectrochemistry, 68(2), pp. 213–217. doi: 10.1016/j.bioelechem.2005.08.001.

[104] Ramos, A. and Weinert, R. L. (2018) 'Mathematical and computational method for electrical analysis of biological tissues', Journal of Computational Electronics. Springer US, 17(1), pp. 382–391. doi: 10.1007/s10825-017-1070-z.

[105] Raso, J. et al. (2000) 'Predicting inactivation of Salmonella senftenberg by pulsed electric fields', Innovative Food Science & Emerging Technologies, 1(1), pp. 21–29. doi: 10.1016/S1466-8564(99)00005-3.

[106] Raso, J. et al. (2016) 'Recommendations guidelines on the key information to be reported in studies of application of PEF technology in food and biotechnological processes', Innovative Food Science & Emerging Technologies, 37, pp. 312–321. doi: 10.1016/j.ifset.2016.08.003.

[107] Rebersek, M. et al. (2014) 'Cell membrane electroporation-Part 3: the equipment', IEEE Electrical Insulation Magazine, 30(3), pp. 8–18. doi: 10.1109/MEI.2014.6804737.

[108] Reberšek, M. and Miklavčič, D. (2010) 'Concepts of Electroporation Pulse Generation and Overview of Electric Pulse Generators for Cell and Tissue Electroporation', in Pakhomov, A. G., Miklavcic, D., and Markov, M. S. (eds) Advanced Electroporation Techniques in Biology and Medicine. CRC Press. Available at: https://pdfs.semanticscholar.org/6127/b0c7038e7e314fb2d7c70664ba6ce570e331.pdf?_ga=2.135060211.395447117.1543334955-895278723.1539865952 (Accessed: 27 November 2018).

[109] Redondo, L. M. S. (2017) 'Basic Concepts of High--Voltage Pulse Generation', in Handbook of Electroporation. Cham: Springer International Publishing, pp. 859–879. doi: 10.1007/978-3-319-32886-7_209.

[110] Rems, L. et al. (2013) 'Cell electrofusion using nanosecond electric pulses', Scientific Reports, 3, pp. 1–10. doi: 10.1038/srep03382.

[111] Rols, M.-P. (2006) 'Electropermeabilization, a physical method for the delivery of therapeutic molecules into cells', Biochimica et Biophysica Acta (BBA)-Biomembranes. Elsevier, 1758(3), pp. 423–428.

[112] Rubinsky, B. (2010) Irreversible Electroporation. Edited by B. Rubinsky. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg (Series in Biomedical Engineering). doi: 10.1007/978-3-642-05420-4.

[113] Rubinsky, L. et al. (2016) 'Electrolytic Effects During Tissue Ablation by Electroporation', Technology in Cancer Research & Treatment, 15(5), pp. NP-95-NP103. doi: 10.1177/1533034615601549.

[114] Sack, M. et al. (2010) 'Research on Industrial-Scale Electroporation Devices Fostering the Extraction of Substances from Biological Tissue', Food Engineering Reviews, 2(2), pp. 147–156. doi: 10.1007/s12393-010-9017-1.

[115] Sale, A. J. H. and Hamilton, W. A. (1967) 'Effects of high electric fields on microorganisms: I. Killing of bacteria and yeasts', Biochimica et Biophysica Acta (BBA) - General Subjects. Elsevier, 148(3), pp. 781–788. doi: 10.1016/0304-4165(67)90052-9.

[116] Sano, M. B. et al. (2018) 'Optimization of a single insertion electrode array for the creation of clinically relevant ablations using high-frequency irreversible electroporation', Computers in Biology and Medicine. Elsevier Ltd, 95(February), pp. 107–117. doi: 10.1016/j.compbiomed.2018.02.009.

[117] Saude, M. da (2012) Resolução No 466, de 12 de dezembro de 2012.

[118] Schmeer, M. et al. (2004) 'Mechanism for the conductivity changes caused by membrane electroporation of CHO cell-pellets', Physical Chemistry Chemical Physics. Royal Society of Chemistry, 6(24), pp. 5564–5574.

[119] Sel, D. et al. (2005) 'Sequential Finite Element Model of Tissue Electropermeabilization', IEEE Transactions on Biomedical Engineering. IEEE, 52(5), pp. 816–827. doi: 10.1109/TBME.2005.845212.

[120] Sersa, G. et al. (1996) 'Changing electrode orientation improves the efficacy of electrochemotherapy of solid tumors in mice', Bioelectrochemistry and Bioenergetics. Lausanne, Switzerland: Elsevier Sequoia, c1992-, 39(1), pp. 61–66.

[121] Sersa, G. et al. (2000) 'Electrochemotherapy with Cisplatin : Clinical Experience in Malignant Melanoma Patients Electrochemotherapy with Cisplatin : Clinical Experience in', 6(March), pp. 863–867.

[122] Sersa, G. et al. (2008) 'Electrochemotherapy in treatment of tumours.', European journal of surgical oncology : the journal of the European Society of Surgical Oncology and the British Association of Surgical Oncology, 34(2), pp. 232–40. doi: 10.1016/j.ejso.2007.05.016.

[123] Sersa, G. and Miklavcic, D. (2008) 'Electrochemotherapy of tumours', Journal of Visualized Experiments, e1038. doi: 10.3791/1038.

[124] da Silva, C. G. F. et al. (2018) 'Selective extraction of saponins from Ilex paraguariensis St.-Hil. unripe fruits', Food and Bioproducts Processing. Institution of Chemical Engineers, 111, pp. 72–82. doi: 10.1016/j.fbp.2018.07.001.

[125] Spugnini, E. P., Baldi, A., et al. (2007) 'Intraoperative versus postoperative electrochemotherapy in high grade soft tissue sarcomas: a preliminary study in a spontaneous feline model', Cancer chemotherapy and pharmacology, 59(3), pp. 375–81. doi: 10.1007/s00280-006-0281-y.

[126] Spugnini, E. P., Baldi, F., et al. (2007) 'Patterns of tumor response in canine and feline cancer patients treated with electrochemotherapy: preclinical data for the standardization of this treatment in pets and humans.', Journal of translational medicine, 5, p. 48. doi: 10.1186/1479-5876-5-48.

[127] Spugnini, E. P. et al. (2011) 'Electrochemotherapy with cisplatin enhances local control after surgical ablation of fibrosarcoma in cats: an approach to improve the therapeutic index of highly toxic chemotherapy drugs', Journal of translational medicine. BioMed Central, 9(1), p. 152.

[128] Staal, L. G. and Gilbert, R. (2011) 'Generators and Applicators: Equipment for Electroporation', in Kee, S. T., Gehl, J., and Lee, E. W. (eds) Clinical Aspects of Electroporation. New York, NY: Springer New York, pp. 45–65. doi: 10.1007/978-1-4419-8363-3_5.

[129] Stämpfli, R. (1957) 'Reversible electrical breakdown of the excitable membrane of a Ranvier node', Anais Academia Brasileira de Ciências, pp. 57–63. Available at: http://memoria.bn.br/DocReader/158119/11062.

[130] Stehling, M. K. et al. (2016) 'Synergistic combination of electrolysis and electroporation for tissue ablation', Plos one. Public Library of Science, 11(2), p. e0148317.

[131] Suzuki et al. (2015) ANAIS II Encontro de Eletroquimioterapia Veterinária. São Paulo, SP: Vet Câncer Ltda.

[132] Suzuki, D. O. H. et al. (2011) 'Theoretical and Experimental Analysis of Electroporated Membrane Conductance in Cell Suspension', IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 58(12), pp. 3310–3318. doi: 10.1109/TBME.2010.2103074.

[133] Suzuki, D. O. H. et al. (2015) 'Numerical Model of Dog Mast Cell Tumor Treated by Electrochemotherapy', Artificial Organs, 39(2), pp. 192–197. doi: 10.1111/aor.12333.

[134] Suzuki, D. O. H. et al. (2017) 'Novel application for electrochemotherapy: Immersion of nasal cavity in dog', Artificial Organs, 41(8), pp. 767–773. doi: 10.1111/aor.12858.

[135] Suzuki, D. O. H. et al. (2018) 'Oral Mucosa Model for Electrochemotherapy Treatment of Dog Mouth Cancer: Ex Vivo, In Silico, and In Vivo Experiments', Artificial Organs, 42(3), pp. 297–304. doi: 10.1111/aor.13003.

[136] Suzuki, D. O. H., Marques, C. M. G. and Rangel, M. M. M. (2016) 'Conductive Gel Increases the Small Tumor Treatment With Electrochemotherapy Using Needle Electrodes', Artificial Organs, 40(7), pp. 705–711. doi: 10.1111/aor.12631.

[137] Szewczyk, A. et al. (2018) 'Calcium electroporation for treatment of sarcoma in preclinical studies', Oncotarget. Impact Journals, LLC, 9(14), p. 11604.

[138] Tieleman, D. P. (2004) 'The molecular basis of electroporation', BMC biochemistry. BioMed Central, 5(1), p. 10.

[139] Toepfl, S., Heinz, V. and Knorr, D. (2007) 'High intensity pulsed electric fields applied for food preservation', Chemical Engineering and Processing: Process Intensification, 46(6), pp. 537–546. doi: 10.1016/j.cep.2006.07.011.

[140] Tomassini, G. M. et al. (2016) 'Electrochemotherapy with intravenous bleomycin for advanced non-melanoma skin cancers and for cutaneous and subcutaneous metastases from melanoma.', Giornale italiano di dermatologia e venereologia: organo ufficiale, Societa italiana di dermatologia e sifilografia, 151(5), pp. 499–506.

[141] Tozon, N. et al. (2005) 'Effective treatment of perianal tumors in dogs with electrochemotherapy', Anticancer research. International Institute of Anticancer Research, 25(2A), pp. 839–845.

[142] Tozon, N. et al. (2016) 'Electrochemotherapy as a single or adjuvant treatment to surgery of cutaneous sarcoid tumours in horses: a 31-case retrospective study', Vet Rec, 179, p. 627.

[143] Tsong, T. Y. (1991) 'Electroporation of cell membranes.', Biophysical journal, 60(2), pp. 297–306. doi: 10.1016/S0006-3495(91)82054-9.

[144] Uesaka, N. et al. (2009) 'Single Cell Electroporation Method for Mammalian CNS Neurons in Organotypic Slice Cultures', in Nakamura, H. (ed.) Electroporation and Sonoporation in Developmental Biology. 1st edn. Tokyo: Springer Japan, p. pp 169-177. doi: 10.1007/978-4-431-09427-2_16.

[145] Vera-Tizatl, A. L. et al. (2017) 'Investigation of numerical models for planning of electrochemotherapy treatments of invasive ductal carcinoma', in 2017 Global Medical Engineering Physics Exchanges/Pan American Health Care Exchanges (GMEPE/PAHCE). IEEE, pp. 1–6. doi: 10.1109/GMEPE-PAHCE.2017.7972100.

[146] Vera-Tizatl, A. L. et al. (2018) 'Computational Feasibility Analysis of Electrochemotherapy With Novel Needle-Electrode Arrays for the Treatment of Invasive Breast Ductal Carcinoma', Technology in Cancer Research & Treatment, 17, p. 153303381879493. doi: 10.1177/1533033818794939.

[147] Vernier, P. T. and Ziegler, M. J. (2007) 'Nanosecond field alignment of head group and water dipoles in electroporating phospholipid bilayers', The Journal of Physical Chemistry B. ACS Publications, 111(45), pp. 12993–12996.

[148] Vorobiev, E. and Lebovka, N. (eds) (2008) Electrotechnologies for Extraction from Food Plants and Biomaterials, Food Engineering Series. New York, NY: Springer New York (Food Engineering Series). doi: 10.1007/978-0-387-79374-0.

[149] Wagstaff, P. G. K. et al. (2016) 'Irreversible electroporation: state of the art', OncoTargets and therapy. Dove Press, 9, p. 2437.

[150] Wang, M.-S. et al. (2015) 'Quantitative analysis of sublethally injured Saccharomyces cerevisiae cells induced by pulsed electric fields', LWT - Food Science and Technology. Elsevier Ltd, 60(2), pp. 672–677. doi: 10.1016/j.lwt.2014.09.028.

[151] Weaver, J. C. et al. (2012) 'A brief overview of electroporation pulse strength–duration space: A region where additional intracellular effects are expected', Bioelectrochemistry, 87, pp. 236–243. doi: 10.1016/j.bioelechem.2012.02.007.

[152] Wilmut, I. et al. (1997) 'Viable offspring derived from fetal and adult mammalian cells', Nature. Nature Publishing Group, 385(6619), p. 810.

[153] Xu, C. et al. (2018) 'Characterization of transgenic rice expressing fusion protein Cry1Ab/Vip3A for insect resistance', Scientific Reports. Springer US, 8(1), p. 15788. doi: 10.1038/s41598-018-34104-4.

[154] Ziegler, M. J. and Vernier, P. T. (2008) 'Interface water dynamics and porating electric fields for phospholipid bilayers', The Journal of Physical Chemistry B. ACS Publications, 112(43), pp. 13588–13596.

[155] Zielichowska, A. et al. (2016) 'Applications of calcium electroporation to effective apoptosis induction in fibrosarcoma cells and stimulation of normal muscle cells', Bioelectrochemistry. Elsevier, 109, pp. 70–78.

[156] Zimmermann, U. (1982) 'Electric field-mediated fusion and related electrical phenomena', Biochimica et Biophysica Acta (BBA)-Reviews on Biomembranes. Elsevier, 694(3), pp. 227–277.

[157] Zupanic, A., Kos, B. and Miklavcic, D. (2012) 'Treatment planning of electroporation-based medical interventions: electrochemotherapy, gene electrotransfer and irreversible electroporation', Physics in Medicine and Biology. IOP Publishing, 57(17), pp. 5425–5440. doi: 10.1088/0031-9155/57/17/5425.

14. DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO DE UMA MÃO BIÔNICA CONTROLADA POR COMANDO DE VOZ

Victor Felipe Bacarin[$,1], Rodrigo Luiz Ximenes[$,2] e Talía Simões dos Santos Ximenes[$,3]

$ - Divisão de Telecomunicações da Faculdade de Tecnologia (FT/UNICAMP). Rua Paschoal Marmo, 1888 – Jardim Nova Itália, Limeira/SP.
1- Estudante do curso de Engenharia de Telecomunicações da FT/UNICAMP – Pesquisador do Laboratório de Sistemas Embarcados da Faculdade de Tecnologia da UNICAMP.
2- Mestre em Tecnologia pela FT/UNICAMP e Engenheiro do Laboratório de Telecomunicações e Laboratório de Sistemas Embarcados da Faculdade de Tecnologia da UNICAMP.
3- Professora Doutora I da Faculdade de Tecnologia da UNICAMP.

Abstract

The Assistive Technology is increasingly gaining space, in search of resources that allow more autonomy, independence and quality of life for people with deficiency, inability or reduced mobility. It was thinking about this that this work was motivated by its development. This project consists in the construction of a bionic hand, since the creation of it structure by the 3D printer until programming of its movements in response to a voice command. For the development of this system was used Arduino Uno board, a speech recognition module compatible with the board, two servo-motors, a hand printed in PLA by the 3D printer and others components. The Arduino Uno board was used to realize the communication with the speech recognition module Geeetech by I/O digital ports, besides that, the board controls the servo-motors responsible for the fingers movements. The fingers realize a joint movement, the thumb uses a motor and the others fingers use the second motor. To control the instant that the motor has to stop the rotation, that is, the moment when the hand grabs some object or just completely close itself, it was accomplished with the use of a current SHUNT resistor. All electronic components were coupled to a board designed in a fiberglass printed circuit board, where this board behaves like a SHIELD for the Arduino Uno board. The PLA hand, with all its fingers and its support system, was attached to a base, analogous to a forearm, where this base serves as support for a battery, for servo-motors and for Arduino board with its SHIELD. The programming of the movements was done in Arduino's own IDE, while the recording of commands on the Geeetech board was done using HTerm 0.8.1beta software. The entire system was validated and tested with everyday objects. Keywords: bionic hand, microcontroller, voice recognition module Geeetech, servo-motor.

Resumo

A Tecnologia Assistiva vem cada vez mais ganhando espaço, em busca de recursos que permitam mais autonomia, independência e qualidade de vida às pessoas com deficiência, incapacidades ou mobilidade reduzida. Foi pensando nisso que este trabalho teve como motivação seu desenvolvimento. Este trabalho consiste na construção de uma mão biônica, desde a criação de sua estrutura através da impressão 3D até a programação de seus movimentos em resposta ao comando de voz. Para o desenvolvimento deste sistema foi utilizado o microcontrolador da placa Arduino Uno, um módulo de reconhecimento de voz compatível com a placa, dois servo motores, mão em PLA impressa, componentes eletrônicos e estruturais diversos. A placa Arduino Uno foi utilizada para realizar a comunicação com o módulo de reconhecimento de voz Geeetech através das portas digitais I/O, além de controlar dois servo motores que são os responsáveis pelos movimentos dos dedos da mão. Os dedos realizam um movimento conjunto, sendo o movimento do polegar utilizando um motor e o restante dos dedos utilizando um segundo motor. A respeito do controle do torque do motor exercido na pega, ou seja, momento em que o motor deve parar sua rotação foi realizada com o uso de um resistor SHUNT de corrente. Todos os componentes eletrônicos foram acoplados em uma placa projetada em circuito impresso de fibra de vidro, onde esta placa se comporta como uma SHIELD para a placa Arduino Uno. A mão em PLA, com todos os seus dedos e seu sistema de sustentação dos mesmos, foi ligada a uma base, análoga a um antebraço, onde essa base serve de apoio para bateria, para os servo motores e para placa Arduino com sua SHIELD. A programação dos movimentos foi realizada no IDE do próprio Arduino, enquanto o ato de gravar comandos na placa Geeetech foi feito com uso do software HTerm 0.8.1beta. Todo o sistema foi validado e testado com objetos do cotidiano. Palavras-chaves: mão biônica, microcontrolador, módulo reconhecimento de voz Geeetech, servo motor.

14.1. Introdução

Existe uma busca incessante por aprimorar as ferramentas mecânicas e eletroeletrônicas para, de alguma forma, melhorar o dia a dia de pessoas com alguma deficiência. Desenvolver uma ferramenta que proporcione a um deficiente físico a satisfação de pegar objetos e movimentá-los ou até mesmo conseguir levar comida até a própria boca, é sem dúvida um desafio inspirador.

Este capítulo aborda o projeto e desenvolvimento de uma mão biônica controlada por reconhecimento de voz, em que cada palavra pré-definida corresponde a uma determinada ação da mão. Pesquisas apontam diversos trabalhos de desenvolvimento direta e/ou indiretamente de mão robótica, mas sem utilização de reconhecimento de voz conforme.

Em [Gatti 2014] foi construída uma mão desenhada através do software OpenSCAD e impressa pela impressora 3D com o bioplástico PLA. Esse projeto foi realizado com o intuito da mão reproduzir as letras do alfabeto da linguagem de sinais controlados pela voz, possibilitando a alguém que não conhece a linguagem de sinais, que se comunique com um portador de surdez. Para que a mão realize o alfabeto, os dedos são independentes, tendo então, um servo motor para cada dedo. Foi feito uso do microcontrolador da placa Arduino Uno para ativar os motores. Graças ao código aberto de reconhecimento de voz Julius implementado na placa Raspberry Pi, o sistema faz a conversão da voz em texto, e se comunica com o Arduino via USB para que ele movimente os 6 servo motores presentes no protótipo.

Em [Mohd Ali 2011] foi desenvolvida uma mão do tipo pinça para auxiliar pacientes deficientes devido a acidentes e doenças. Neste projeto também foi projetada uma luva inteligente com sensores. Esta luva inteligente conta com sensores de força flexíveis, servo motor e uma placa Arduino Romeo para leitura dos dados dos sensores, comunicação e controle. O dispositivo da mão do tipo pinça se movimenta de acordo com os movimentos dos dedos de uma pessoa que esteja usando a luva inteligente. A ideia é funcionar como um sistema robótico mestre-escravo.

Em [Abd Razak 2014] foi desenvolvida uma prótese de pulso biomecatrônica. Esta prótese entrou no lugar do cabo de tensão de Bowden usando dois sensores ultrassônicos, dois servo motores e um microcontrolador dentro da prótese da mão. Este trabalho serviu como uma nova forma de usar sensor e atuador para movimentos de pulso. Os resultados foram satisfatórios em relação a realizar tarefas comuns do dia a dia.

Em [Caspar 2015], os autores desenvolveram um braço robótico de baixo custo. Este braço robótico juntamente com uma luva com sensores é controlado por um microcontrolador da placa Arduino Uno que atua nos servo motores para movimentação dos dedos. Neste trabalho, a ferramenta Matlab serviu como auxílio de manipulação de dados obtidos.

A mão biônica projetada tem como principal objetivo ser controlada pela voz, proporcionando a um deficiente que não tenha uma das mãos a oportunidade de agarrar um objeto e soltá-lo. Em se tratando de sua construção, a mão foi projetada e impressa em material PLA (Poliácido Láctico), com o polegar sendo independente dos demais dedos. Seus movimentos são realizados através de dois servo motores, um servo motor é usado para a movimentação do polegar e outro para a movimentação dos demais dedos em conjunto. O torque dos servo motores são monitorados e controlados através do microcontrolador Atmega 328 da placa Arduino Uno, associado a uma pequena eletrônica. Também é feito o uso de um módulo de reconhecimento de voz Geeetech.

A ideia por trás desse projeto é que o próprio usuário crie suas palavras e/ou códigos para movimentação da mão biônica, permitindo, assim, mais liberdade para o usuário a respeito de qual palavra corresponde a qual movimento. Desta forma, a voz do próprio usuário é gravada e reconhecida não permitindo acionamentos por voz de terceiros.

Para a validação do sistema, foram realizados diversos testes de pega de objetos, conseguindo, assim, realizar um estudo aprofundado diante das respostas obtidas em cada teste. Dentre os principais testes, tem-se a pega de uma garrafa de água vazia, que pode ser visualizada através da Figura 14.1.

Figura 14.1. Mão pegando uma garrafa de água.

Para futuras aplicações, visa-se a inclusão de mais motores, de modo que cada dedo seja independente, e, assim, permitir maior estudo e análise da pega de objetos, além de melhorias de acabamento e praticidade. Vale a pena destacar que o trabalho realizado se trata de um protótipo para testes, sendo interessante por ser um desdobramento inicial que abre novas frentes para trabalhos futuros.

14.2. Materiais e Confecção da Mão Biônica

Basicamente todo o sistema é composto pela parte mecânica impressa em 3D com o uso da eletrônica com microcontrolador e motores. Detalhes sobre cada uma das partes, com explicação da sua elaboração são encontradas a seguir.

14.2.1. Parte elétrica

O sistema foi desenvolvido com uma placa microcontroladora Arduino Uno, cujo ambiente de programação é o IDE do Arduino e a linguagem é basicamente C. Arduino é uma plataforma eletrônica de código aberto, fácil de ser usada e com um hardware e software simples para ser estudado. Com a placa Arduino Uno é possível ler entradas como acionamento de botões, sensores de luz, entre outros, e gerar uma saída, como, por exemplo, acionamento de motor e lâmpada. A arquitetura da placa Arduino Uno é composta por um microcontrolador ATMEL ATMEGA328 de 8 bits com uma arquitetura RISC (Reduced Instruction Set Computer). A placa pode ser alimentada por conexão USB ou por uma fonte de alimentação externa, possui 14 pinos que podem ser usados como entrada ou saída digital e 6 pinos de entrada analógica. Dos 14 pinos digitais que a placa possui, 6 deles permitem saída PWM (Pulse Width Modulation). A placa ainda possui pinos de alimentação de 3,3V, 5V e GND; memória flash de 32 Kb; memória RAM de 2 Kb; memória EEPROM de 1 Kb; frequência de operação de 16MHz, entre outros detalhes [Arduino 2017], [Arduino Uno 2017], [Farnell 2017].

Para o desenvolvimento do sistema ainda foi feito uso de um módulo de reconhecimento de voz Geeetech compatível com o microcontrolador ATMEGA328, este módulo trabalha com uma corrente inferior a 40 mA, uma tensão de aproximadamente 5V (de 4,5 a 5,5V). Possui uma interface analógica de um canal com conector microfone, suporta 15 comandos de voz diferentes com uma precisão de reconhecimento de voz de 99% (diante de um ambiente não ruidoso) [Geetech 2018].

Foi feito uso de dois servo motores, do modelo HEXTRONIK HX5010, que apresenta um torque de 6,91 kg-cm para uma alimentação de 4,8V [ServoDatabase 2017].

Com uma placa de fibra de vidro cobreada, foi desenvolvido um circuito impresso, como uma SHIELD para o Arduino Uno. Nesta placa de circuito impresso consta um regulador de tensão 7805, que estabiliza a tensão da fonte em 5V e um TLC 272, integrado com dois amplificadores operacionais, sendo um para cada servo motor, além de outros componentes como capacitores e resistores [L7800 Series 2018], [Texas Instruments 2018].

14.2.2. Parte mecânica

Para o desenvolvimento da parte mecânica, os dedos foram projetados com uso do software AutoCad 2018, baseados em medidas reais, enquanto a palma e punho, foram primeiramente escaneados de uma mão real com uso de um scanner 3D compatível com a impressora Cube da 3D SYSTEMS. Tanto os dedos quanto a palma, após suas devidas modificações via AutoCad, foram impressos na impressora 3D do Laboratório de Sistema Embarcados da UNICAMP [3D Systems 2017], [Greentoken 2017].

Na Figura 14.2 é possível visualizar imagem do escaneamento completo realizado (à esquerda), onde nota-se que todo o braço foi escaneado, enquanto na imagem ao lado (à direita) mostra toda a edição realizada no AutoCad, com os cortes na região dos dedos e punho, e furos na palma, para permitir a passagem dos fios e elásticos.

Figura 14.2. Braço escaneado (esquerda) e palma da mão editada no AutoCAD (direita).

Para a confecção dos dedos, optou-se pela elaboração totalmente via software, apenas com base em medidas reais de uma mão humana, sendo a mesma em que foi realizado o escaneamento para obtenção do punho e palma. Na Figura 14.3 se tem o modelo completo dos dedos criados no AutoCad. Nomeando os dedos dessa figura da esquerda para a direita, respectivamente, tem-se: polegar, indicador, médio, anelar e mínimo.

Figura 14.3. Modelo dos dedos produzidos no AutoCad.

Os gomos de cada dedo são ligados por duas passadas de um elástico e por um fio trançado de pesca fino. O elástico serve para deixar os dedos sempre esticados, permitindo, assim, voltar à sua forma de "mão aberta", sem a necessidade de um motor para isto, como também, deixar os gomos dos dedos alinhados. Já o fio trançado fino, serve como auxiliar do servo motor para que este atue, ou seja, quando o servo motor rotacionar, o fio trançado será puxado, fechando os dedos.

Uma base análoga a um antebraço foi elaborada, na qual é usada para sustentar os servo motores, a placa microcontroladora Arduino com sua SHIELD projetada e uma bateria. Esta base é de MDF e é ligada ao punho da mão através de duas hastes de alumínio.

Todos os componentes do sistema e a mão montada podem ser visualizados através da Figura 14.4, faltando apenas a bateria.

Figura 14.4. Componentes do sistema desenvolvido.

14.3. Realização de Testes e Resultados

A ideia do trabalho é a mão ser utilizada por uma pessoa específica, de forma que ela grave os comandos de voz, e assim o reconhecimento seja feito somente por ela adequadamente. Dessa maneira, o usuário "treinaria" o sistema e o sistema responderia com os movimentos já programados. Com os comandos de voz gravados, o módulo de voz reconhece toda vez que for pronunciado tal comando e em seguida envia para o Arduino, que por sua vez, analisará a que movimento o comando dito corresponde e então aciona os servo motores, de modo a realizar uma ação mecânica. Os servo motores atuarão, até o momento em que estiverem completados seus 180°, ou até o momento que exercerem alto torque, momento este que representa a pega de algum objeto.

14.3.1. Torque

Para a realização de testes, inicialmente foi montado todo o circuito com seus componentes em um protoboard. Foram feitos diversos testes apenas com o servo que controla o polegar, pelo fato dele mexer apenas um dedo, facilitando o entendimento do que precisaria ser feito em caso de problemas. O primeiro teste foi realizado com um resistor SHUNT de corrente, que foi ligado em série com a fonte de 5V na alimentação do motor, de modo que a corrente elétrica da fonte permite extrair a informação da força que o motor exerce naquele instante.

O motor exige mais corrente à medida que exerce mais torque, assim, com esse resistor SHUNT é possível saber quando o motor está sofrendo uma resistência mecânica, através de uma análise da diferença de potencial neste resistor, que por sua vez, é proporcional a corrente. Para analisar esta diferença de potencial foi utilizado um amplificador diferencial com amplificador operacional, que no caso foi o integrado TLC272. Como este integrado trabalha com 5V, quanto mais diferença de potencial há no resistor SHUNT, maior é a saída do amplificador. Esta saída do amplificador é ligada ao A/D do Arduino, então, através dos níveis do sinal analógico de saída do amplificador diferencial é possível programar uma ação no Arduino.

O conversor A/D do Arduino transforma um sinal analógico contínuo no tempo, em um sinal amostrado discreto no tempo, quantizado dentro de um número finito de valores inteiros, variando entre 0 a 1023. Resumindo, é realizada a leitura do sinal correspondente ao torque no pino A0 do microcontrolador e mediante os valores medidos, o microcontrolador faz a pausa no incremento do PWM do motor, correspondendo a pausa na movimentação mecânica da mão.

Figura 14.5. Circuito de teste de SHUNT com o servo motor que controla o polegar.

A Figura 14.5 mostra o circuito que foi feito para monitorar e controlar o torque de cada motor. O resistor SHUNT é da ordem de unidades de Ohms, a fim de não interferir na alimentação do motor. O circuito teste montado com uso do software Ni MULTISIM, conforme a Figura 14.5.

Com esse circuito teste, foi projetado um código que realizava o movimento do servo motor de 0 a 180 graus, lia a porta A/D A0 do Arduino e escrevia o que tinha sido lido, no monitor serial. Então, foram feitas 6 simulações, usando todos os valores apresentados no monitor serial e plotando em um gráfico para análise, conforme a Figura 14.6. Nela, o eixo y é referente aos valores lidos no A/D do Arduino e o eixo x se trata dos pontos referentes às posições do motor. Cada ponto é uma posição do servo, indo de 0º a 180°, zerando e indo de 0º a 180° novamente, por 6 vezes.

Figura 14.6. Gráfico teste de 0 a 180 graus servo do polegar.

Através da Figura 14.6 é possível ver que no início da rotação de cada simulação, há um pico no A/D, ou seja, há um pico na corrente lida do motor. Isso se deve à corrente de arranque do motor, e não foi encontrada nem uma forma de alterar isso eletronicamente. Esses picos acabam dificultando a análise dos valores obtidos do A/D. Os picos representam alto torque do motor, ou seja, o motor está sendo forçado e o sistema entende que está pressionando objetos. A alternativa para solucionar isso foi em código. Desse modo, passou a ser feita a análise da leitura do A/D a partir de um tempo após a partida do motor. Diante disso, uma vez já ter passado pelos picos de corrente de partida do motor, a análise de picos do A/D foi feita continuamente até a posição de 180 graus. Para estabilizar ainda mais os picos de corrente foi acrescentado um capacitor em paralelo com a alimentação de cada servo motor.

Após os testes com o protoboard, foi então desenvolvida uma placa de circuito impresso como já mencionada, com uso do software Ni MULTISIM, de modo que esta se encaixa em cima da placa Arduino, como uma SHIELD.

14.3.2. Gravando no módulo de voz

Para gravar no módulo de reconhecimento de voz Greeetech, foi feito uso do software H Term 0.8.1 beta. Este software permite, com uso de um cabo conversor USB TTL PL-2303 HX, gravar os comandos de voz no módulo por meio de códigos pré-determinados pelo fabricante.

14.3.3. Montagem finalizada da mão

A Figura 14.7 mostra a mão impressa em PLA e a mão real que foi escaneada. Com ela, pode-se visualizar a proporção, o que mostra que seu tamanho ficou bem próximo ao de uma mão comum.

Figura 14.7. Mão Impressa em PLA e mão real.

A montagem da mão completa com seus circuitos é apresentada na Figura 14.8, a bateria fica embaixo e o módulo de reconhecimento voz fica acoplado à placa de circuito impresso com o microfone na parte de cima.

Vale ressaltar que a altura do circuito ficou relativamente alta devido ao módulo de reconhecimento de voz e ao dissipador de calor do regulador de tensão 7805. Esse dissipador pode ser substituído por outro menor.

Figura 14.8. Montagem final da mão biônica.

14.3.4. Programação

Na Figura 14.9 é mostrado o fluxograma referente ao código do servo motor que atua no polegar. Inicialmente é feita uma verificação se o módulo de voz está operando. Caso esteja, o módulo ficará lendo (ouvindo) comandos de voz, assim, qualquer palavra que for dita, ele interpretará, e se esta for compatível com a gravada em sua memória, ele avisará o microcontrolador. Caso tenha sido dita a palavra "abrir", serão colocados os motores nas posições 0, ou seja, a mão irá abrir e ficar na sua posição de mão aberta; já, caso tenha sido dita a palavra "fechar", será acrescido 1 na posição do motor. Se a posição do motor for maior que 50, passa a ser lido o A/D do Arduino. E caso ocorra de quatro valores sequenciais lidos pelo A/D serem maiores que 100, o motor será parado, o que quer dizer que um objeto foi agarrado.

Outro momento em que os motores param, é quando estes chegam à posição de 180º, que nada mais é do que a posição máxima de um servo motor. Como já mencionado anteriormente, a análise do A/D é feita apenas em posições maiores que 50, isso não implica em muito movimento físico nesse sistema e evita que os picos de corrente de partida dos motores sejam analisados de modo a facilitar o código.

Figura 14.9. Fluxograma do código.

Os valores do polegar e demais dedos com o sistema completo podem ser visualizados através das Figuras 14.10 e 14.11. Nestas figuras, o eixo y se refere aos valores lidos pelo A/D, enquanto o eixo x se refere às posições do servo motor. Como pode ser visto, os valores do eixo x vão de 1 a 129. Isso se deve ao fato de que via código, é lido apenas a partir da posição de 50º até a posição 180º dos servos. Sendo assim, o primeiro ponto do eixo x das figuras se refere à posição de 51º dos servos, e o ponto 129 se refere à posição 180º do servo. Nessas duas figuras, os motores estão livres de qualquer resistência mecânica, ou seja, não há objetos na mão.

Figura 14.10. Leitura do A/D para o servo motor do polegar livre.

Analisando a Figura 14.10, podem ser notadas as variações dos valores lidos pelo A/D à medida que a posição do servo motor varia. Como pode ser observado, ao se analisar um dos testes dessa figura, ocorrem diversos picos altos e baixos. No entanto, ocorrem poucos valores acima de 100. Por conta disso, para esse servo, no código foi adotado que, para valores lidos acima de 100, serão processados, e caso, ocorram 4 leituras sequenciais acima de 100, o motor para, representando, assim, a pega de um objeto.

Na Figura 14.11 segue o mesmo raciocínio, mas como o servo motor do indicador, médio, anelar e mínimo, movimenta 4 dedos simultaneamente, os valores lidos pelo A/D foram maiores. Dessa forma, foram adotados 4 valores sequenciais acima de 120 para a parada do motor. Vale apontar que há oscilações dos valores lidos no A/D, como por exemplo, existem pontos (posições) aleatórios em que o A/D lido são maiores que 100, na Figura 1.10, e que não representam pega. Por conta disso, foram assumidos pontos sequenciais e não simplesmente pontos isolados para realização da parada do motor. É possível fazer com que o motor exerça mais torque antes de parar, à medida que para se fazer isso, basta simplesmente aumentar a sequência de posições do motor cuja leitura foi maior que 100, aumentando de 4 valores sequenciais para 6, por exemplo.

Figura 14.11. Leitura do A/D para o servo do indicador, anelar, médio e mínimo livre.

Por fim, vale ressaltar que primeiramente é realizado o movimento do servo que controla o polegar, e só quando este fechar por completo (atingir 180 graus) ou o sistema detectar que foi agarrado um objeto, o segundo motor que controla os demais dedos será acionado.

14.4. Considerações Finais

Neste capítulo foi apresentado o processo de desenvolvimento de uma mão biônica controlada por comando de voz, detalhando os materiais utilizados e maneiras com a qual foi projetado e programado.

Este trabalho iniciou com o projeto da estrutura da mão e dedos via Scanner 3D e software AutoCad, impressão 3D destas peças, inserção dos fios e servo motores, projeto do circuito elétrico e desenvolvimento da placa de circuito impresso, programação da placa microcontroladora com o sistema de reconhecimento de voz e vários testes de validação do protótipo. Portanto, trata-se de um projeto contendo parte estrutural, mecânica, elétrica e programação.

Com todo o sistema completo (hardware e software), foram realizados diversos testes cujos resultados obtidos foram satisfatórios, possibilitando a pega de um objeto, como, por exemplo, uma garrafinha de água, além de testes com uma bexiga com farinha dentro dela.

O projeto abre novas possibilidades de aperfeiçoamento e utilização, sendo apenas um ponto de partida para futuros trabalhos.

Agradecimentos

Os autores agradecem à FAPESP (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo) pelo apoio financeiro no desenvolvimento deste trabalho (Processo n° 2017/09504-2).

Referências

Abd-Razak, N. A., Abu-Osman, N. A., Gholizadeh, H. e Ali, S. (2014) "Development and performance of a new prosthesis system using ultrasonic sensor for wrist movements: a preliminar study", In: Biomedical Engineering Online, v. 13, n. 49, p. 1-14.

Arduino. (2017) "What is Arduino?", https://www.arduino.cc/en/Guide/Introduction#, ezembro.

Arduino. (2017) "Arduino UNO REV 3", https://store.arduino.cc/usa/arduino-uno-rev3, dezembro.

Caspar, E. A., de Beir, A., da Gama, P. A. M. S., Yernaux, F., Cleeremans, A. e Vanderborght, B. (2015) "New frontiers in the rubber hand experiment: when a robotic hand becomes one's own", In: Behave Res., v. 47, p. 744-755.

Farmell. (2017) "Arduino. Uno-Datasheet", http://www.farnell.com/datasheets/1682209.pdf, dezembro.

Gatti, J., Fonda C., Tenze, L. e Canessa, E. (2014) "Voice-Controlled Artificial Handspeak System", In: International Journal of Artificial Intelligence & Applications (IJAIA), v. 5, p. 107-112.

Geetech, Elechuse. (2018) "Voice Recognition Module", http://www.geeetech.com/wiki/images/6/69/Voice_Recognize_manual.pdf, agosto.

Greentoken. (2017) "Online 3D Converter", http://www.greentoken.de/onlineconv/, dezembro.

L7800Series, ST. (2018)" L7800Series-Positive Voltage Regulators", http://www.baudaeletronica.com.br/Documentos/L78XX.pdf, Agosto.

Mohd Ali, M., Wahi, A. J. M., Ambar R. e Abdul Jamil, M. M. (2011) "Development of Artificial Hand Gripper by using Microcontroller", In: International Journal of Integrated Engineering, v. 3, n. 2, p. 47-54.

Servo Database. (2017)"Hektronik HX5010- Twin Bearing Servo", https://servodatabase.com/servo/hextronik/hx5010, dezembro.

3D Systems. (2017) "Cube 3D printer Tech specs", https://3dsystems.com/shop/cube/techspecs?redirectFrom=cubify, Dezembro.

Texas Instruments. (2018) "TLC272 Dual Single Supply Operation Amplifier", http://www.ti.com/product/TLC272 , agosto.

15. UM JOGO SÉRIO COMO FERRAMENTA AUXILIAR NA APRENDIZAGEM DE CRIANÇAS COM TRANSTORNO DO ESPECTRO AUTISTA

MSc. Salatiel Dantas Silva[1], PhD. Francisco Milton Mendes Neto[2], MSc. Rodrigo Monteiro de Lima[3]

1. Laboratório de Engenharia de Software / Universidade Federal Rural do Semi-Árido / Centro de Ciências Exatas e Naturais / Programa de Pós-Graduação em Ciências da Computação/Mossoró – Rio Grande do Norte/ email: salatiel.dantas@ufersa.edu.br / ORCID: 0000-0002-3138-4196
2. Laboratório de Engenharia de Software / Universidade Federal Rural do Semi-Árido / Centro de Ciências Exatas e Naturais / Programa de Pós-Graduação em Ciências da Computação/Mossoró – Rio Grande do Norte / email: miltonmendes@ufersa.edu.br / ORCID: 0000-0003-3462-3364
3. Núcleo de Pesquisa e Extensão em Tecnologia da Informação - NuPTI / Centro Universitário UNDB / Coordenação de Sistemas de Informação e Engenharia de Software / São Luís – Maranhão / email: rodrigo.lima@undb.edu.br / ORCID: 0000-0002-6927-7927

Abstract

Autism is a behavioral syndrome with different etiologies, deeply affecting the process of child development. Children with autism have some characteristics in common: the inability to relate to other people, leading them to isolation; communication disorders and obsessive concern for what is unchanging. In addition to the large number of cases of autistic children around the world, there is also the lack of preparation of some educational institutions to use resources that facilitate the learning process of these children. This chapter presents the Knowledgemon-Hunters project. This project contains a suite of Serious Games whose objective is to reduce social isolation and aid in the learning of children with Autism Spectrum Disorder and learning disabilities. There is an application called k-hunters designed to disport digital characters, which offer Learning Objects (OAs). These characters can be geographically distributed in the real world and captured by users. Each character brings with it information defined by specialists responsible for children. With the use of a mobile computing device, children can hunt, capture monsters and view their contents. There is also a second application based on virtual reality, whose purpose is to promote a greater interaction between the child, the characters and the contents of these characters. In this game there is a virtual environment, where the child, from a virtual reality glasses, can be inserted and interact with the objects present in this environment. By aligning your view with the objects, the characters-related content is passed on to the child. There is also a third game that uses augmented reality technologies to provide a familiarization experience between the child and the characters. In this way, users are encouraged to leave their isolation in search of the virtual monsters and to obtain more knowledge, being possible also to be present in environments conducive to the interpersonal interaction.

Resumo

O autismo é uma síndrome comportamental com etiologias diferentes, atingindo profundamente o processo de desenvolvimento infantil. Crianças portadoras de autismo apresentam algumas características em comum: inaptidão de relacionar-se com outras pessoas, levando-as ao isolamento; distúrbios de comunicação e preocupação obsessiva pelo que é imutável. Além da grande quantidade de casos de crianças autistas ao redor do mundo, existe também o despreparo de algumas instituições de ensino em usar recursos que facilitem o processo de aprendizado dessas crianças. Diante disso, este capítulo apresenta o projeto Knowledgemon-Hunters. Este projeto contém uma suite de Jogos Sérios cujo objetivo é reduzir o isolamento social e auxiliar no aprendizado de crianças com Transtorno do Espectro Autista e com dificuldade de aprendizado. Há uma aplicação denominada k-hunters, desenvolvida para disport de personagens digitais, que oferecem Objetos de Aprendizagem (OAs). Esses personagens podem ser geograficamente distribuídos no mundo real e capturados pelos usuários. Cada personagem traz consigo informações definidas por especialistas responsáveis pelas crianças. Com o uso de um dispositivo computacional móvel, as crianças podem caçar, capturar os monstros e visualizar seus conteúdos. Há ainda uma segunda aplicação baseada em realidade virtual, cujo intuito é promover uma maior interação entre a criança, os personagens e os conteúdos destes persongagens. Neste jogo há um ambiente virtual, onde a criança, a partir de um óculos de realidade virtual, pode ser inserida e interir com os objetos presentes neste ambiente. Ao alinhar sua visão com os objetos, os conteúdos relacionados aos personagens são transmitidos para a criança. Há também um terceiro jogo que utiliza tecnologias de realidade aumentada para proporcionar uma experiência de familiarização entre a criança e os personagens. Desse modo, os usuários são incentivados a deixarem seu isolamento em busca dos monstros virtuais e obter mais conhecimentos, sendo possível também estar presentes em ambientes propícios à interação interpessoal.

15.1. Introdução

O Transtorno do Espectro Autista (TEA) é uma condição psicológica presente na vida de diversas pessoas. Este termo foi utilizado primeiramente por Bleuler no ano de 1911, buscando descrever a perda de contato com a realidade e também a dificuldade de comunicação que algumas pessoas apresentavam [Ajuriahuerra 1977]. Léo Kanner (1943), psiquiatra austríaco, foi um dos pioneiros a observar e estudar crianças com TEA, verificando que estas apresentavam algumas características em comum, tais como inaptidão de relacionar-se com outras pessoas, fator esse que resultava em seu isolamento; distúrbios de comunicação e preocupação obsessiva pelo que é imutável. Em seu trabalho, Gilbert (1990) argumenta que o autismo é uma síndrome comportamental que apresenta etiologias diferentes, fator esse que atinge profundamente o processo de desenvolvimento infantil. Os sintomas do autismo evidenciam-se através de características como, atraso na fala, ausência de contato visual, movimentos estereotipados, isolamento social, fixação excessiva a rotinas, entre outras características. Este fenômeno pode ocorrer em pessoas de qualquer classe, raça ou cultura, sendo cerca de 65% a 90% dos casos associados a alguma deficiência mental [Gadia et al. 2004].

Pessoas portadoras do Transtorno do Espectro Autista (TEA) retém comportamentos que estão diretamente relacionadas ao desenvolvimento de suas capacidades sociais e habilidades comunicativas. Alguns aspectos como a ausência de resposta dos indivíduos, que resulta em muitas vezes da falta de compreensão destes sobre o que lhes é exigido [Bosa 2002]; a tendência de isolamento que impede o desenvolvimento da fala [Camargo e Bosa 2009], acabam por prejudicar o desenvolvimento cognitivo destas pessoas. Além disso, ambientes escolares e professores apontam a falta de orientação, estrutura e recursos pedagógicos adequados, como fatores que dificultam o processo de ensino-aprendizagem de pessoas neste quadro [Sant'ana 2005]. Jordan (2005) aponta a necessidade de orientação aos professores, pois, por decorrência da falta de conhecimento a respeito dos transtornos do autismo, ocorre a falha na identificação das necessidades destes alunos e consequentemente a redução de sua aprendizagem. Ademais, Bosa (2006) afirma que crianças que possuem grande déficit de comunicação necessitam de formas especiais para comunicação alternativa.

Estudos demonstram que crianças com TEA podem apresentar melhoras quando têm a oportunidade de conviver com pessoas da mesma faixa etária, sendo submetidas a estimular suas capacidades interativas, reduzindo assim seu isolamento [Camargo e Bosa, 2009]. Mesmo que as crianças demonstrem dificuldades durante o aprendizado dos componentes curriculares, elas podem beneficiar-se das experiências sociais ocorrentes na sala de aula [Karagiannis, Stainback e Stainback 1999].

Para preencher as lacunas educacionais e sociais das pessoas com TEA, Valente (2011) defende o uso de tecnologias da informação, afirmando que as mesmas são uma alternativa que pode atender mais adequadamente às necessidades individuais. Passerino (2005) também aponta que ambientes computacionais podem ser utilizados para ampliar a comunicação, linguagem e autonomia, permitindo a troca entre sujeitos de forma a viabilizar a construção de conhecimento e melhoria nas dimensões cognitivas e sócio-afetivas. Seguindo esta tendência, jogos digitais têm sido utilizados em tratamentos para melhoria do desenvolvimento, conhecimento, habilidades cognitivas e colaborativas das pessoas [Brom, Preuss e Klement 2011]. Para os autistas, os jogos podem transmitir segurança, sendo incentivados a prática da comunicação e aprendizado [Souza 2016]. Algumas pesquisas indicam que crianças autistas apresentam certo interesse por tecnologias, demonstrando entusiasmo com animações, sons e efeitos especiais que surgiam enquanto executam atividades educativas [Fernandes 2011].

Diante deste contexto, este Capítulo visa descrever o jogo K-Hunters (que abrevia Knowledgemon Hunters), sendo este um jogo de caça e captura de personagens virtu-

ais detentores de conhecimento. Seu objetivo é reduzir o tempo de isolamento social e auxiliar no aprendizado de crianças com Transtorno do Espectro Autista. Para isso, o jogo dispõe de um ambiente virtual e faz uso de técnicas de geoprocessamento, Realidade Virtual, Realidade Aumentada e Inteligência Artificial. Neste ambiente, são disponibilizados objetos 3D, em forma de personagens fictícios, que estão geolocalizados no mundo real. Cada personagem pode ser relacionado a objetos de aprendizagem, que disponibilizam informações educacionais. Deste modo, as crianças podem sair a sua procura, capturá-los e visualizar os conteúdos a eles associados.

Este Capítulo está organizado da seguinte forma: incialmente são demonstrados os conceitos que fundamentam o desenvolvimento do jogo e de seus elementos. Logo em seguida, demonstra-se a aplicação K-Hunters, seus componentes, seu funcionamento. Por fim, são demonstradas as conclusões do trabalho.

15.2. Fundamentação Teórica

Esta seção apresenta conceitos e trabalhos relacionados ao autismo, encontrados na literatura que atuam no mesmo domínio do jogo proposto. No primeiro momento, são explanados os conceitos de autismo, jogos sérios e objetos de aprendizagem. No Segundo momento, são demonstrados diversos trabalhos encontrados na literatura e suas formas de atuação.

15.2.1. Autismo

Segundo a National Autistic Society, o autismo pode ser definido como desordem do desenvolvimento que se manifesta durante toda a vida, afetando a forma como as pessoas se comunicam e se relacionam com outras [The National Autistic Society 2003]. O Manual Diagnóstico e Estatístico de Transtornos Mentais (DSM) define o Transtorno do Espectro Autista como um grupo de desordens do desenvolvimento do cérebro [APA 2014]. Já a Classificação Estatística Internacional de Doenças e Problemas Relacionados à Saúde (CID) conceitua o Transtorno do Espectro Autista como "participantes de um grupo de transtornos que podem ser caracterizados pelas reações quanto às interações sociais e durante a comunicação". Apesar dessa definição, tais reações podem variar, dependendo do grau em que se encontra [CID 2016].

Em seu trabalho, Barbosa (2009) listou um conjunto de caraterísticas que pessoas com TEA podem apresentar. Entre as características pode-se citar: comportamento inapropriado em diferentes situações para a idade; dificuldade de relacionamento com as outras pessoas; riso inapropriado; pouco ou nenhum contato visual; insensibilidade à dor; preferência pela solidão; rotação de objetos; fixação em objetos de forma inapropriada; hiperatividade ou inatividade extrema; inexistência de resposta aos métodos normais de ensino; perseverança pela repetição de movimentos e palavras; resistência à mudança de rotinas; ausência de medo ao perigo real; dificuldade em expressar as suas necessidades; irregularidade motora.

Lorna Wing (1998) identificou uma tríade de déficits que caracterizam o autismo, sendo esta tríade utilizada posteriormente em critérios de diagnósticos, tais como o CID-10. Fazem parte da tríade a interação social, a linguagem e comunicação, e o comportamento estereotipado.

No âmbito da interação social Hobson (1993) apud Passerino (2005) afirma que o autista apresenta limitação ou deficiência em criar um significado para a interação

social, tendo, assim, dificuldades de participar de uma. Muitas vezes, estes indivíduos apresentam dificuldades em compartilhar a atenção com parceiros [Passerino 2005]. Jordan e Powell (1995) indicam que crianças autistas possuem pouca ou nenhuma estratégia para compartilhar a atenção com outros indivíduos. Além disso, evitam o contato visual com frequência e também demonstram indiferença afetiva ou demonstrações inapropriadas de afeto e falta de empatia social ou emocional [Passerino 2005] [Barbosa 2009].

Em relação à linguagem e comunicação, são encontrados déficits tanto na comunicação verbal como na não-verbal. Algumas crianças podem até não desenvolver habilidades de comunicação. Já outras, podem apresentar linguagem imatura, caracterizada por uso de jargões, ecoalia (repetição automática de palavras), prosódia anormal (pronúncia incorreta de acentuação), entre outros. Já as crianças que possuem capacidade de expressar-se podem não ter habilidades em iniciar ou manter uma conversação apropriada, demonstrando falta de reciprocidade, dificuldades em compreender as sutilezas da linguagem (tais como piadas ou sarcasmo, onde em alguns casos os sujeitos autistas parecem perceber tudo num sentido literal) e também dificuldades para interpretar linguagem corporal e expressões faciais [Passerino 2005] [Barbosa 2009].

No âmbito do comportamento estereotipado, pode-se destacar a resistência a mudanças (sendo muito avessos a qualquer mudança), insistência em determinadas rotinas, apego excessivo a determinados objetos ou fascínio por movimentos, tais como rodas ou hélices. Além disso, pode-se destacar a ecoalia como comportamento estereotipado que caracteriza pessoas com TEA [Passerino 2005] [Barbosa 2009].

No âmbito das dificuldades da aprendizagem, pode-se elencar a percepção sensorial desordenada, em que indivíduos autistas não conseguem assimilar toda a informação captada pelos sentidos como audição, olfato, paladar e toque. As expressões utilizadas por outras pessoas podem ser demasiadamente complexas para um autista. Além disso, os mesmos detêm dificuldades em orientar seu comportamento no sentido de alcançar determinado objetivo, pois não compreendem a finalidade das tarefas, nem possuem o desejo de agradar. Seu período de concentração e atenção é consideravelmente curto e apresentam dificuldade para mudar o foco [Almeida et. al. 2009 apud Barbosa 2009]. Pode-se citar, ainda, a dificuldade que estes têm com ironias e metáforas, sendo preciso utilizar uma linguagem clara e objetiva [Fernandes 2011]. Vale destacar que, em geral, sujeitos com autismo apresentam ótimo desempenho em funções perceptivas visuais e espaciais, demonstrando pensamento concreto e visual, tento preferência por recursos visuais [Passerino 2005][Fernandes 2011].

15.2.2. Jogos Sérios

De acordo com Abt (1987), os jogos sérios são diferenciados dos jogos convencionais, pois apresentam características explícitas e cautelosamente projetadas com a finalidade de promover educação, não destinando-se somente ao fator diversão. Um dos aspectos essenciais para o uso desta técnica é a alta motivação gerada no aprendizado de conceitos, de forma fácil e de rápida assimilação.

Já Blackman (2005) afirma que os jogos sérios são jogos de computador que utilizam simulações que cobrem a indústria fora do contexto dos jogos, cuja finalidade não é meramente o entretenimento. Michael e Chen (2006) definem alguns aspectos nos quais os jogos sérios são incluídos, sendo estes, ensino, aprendizagem, apresentação de informação, sendo úteis para pessoas de todas as idades. Esta técnica é aplicada em áreas como política pública, defesa, gerenciamento de corporações, saúde, educação, entre outros [Zyda 2005].

Os jogos sérios são capazes de envolver o usuário em sua caminhada pedagógica podendo ter impacto positivo no desenvolvimento de diferentes habilidades, tais como, capacidades analíticas e espaciais, estratégicas, capacidades de aprendizagem, reconhecimento, entre outros. Possibilitam, ainda, a melhoria do automonitoramento, reconhecimento e resolução de problemas, habilidades sociais, como colaboração, negociação, entre outras [Katsaliaki e Mustafee 2012].

15.2.3. Objetos de Aprendizagem

Segundo Pereira, Porto e Melo (2002), existem muitas definições para objetos de aprendizagem (OA). Entretanto, há um conceito base que fundamenta todas as definições que diz que um objeto de aprendizagem é uma porção reutilizável de conteúdo instrucional. Sosteric e Hesemeier (2002) afirmam que objetos de aprendizagem são arquivos digitais, tais como filmes e imagens, que podem ser diretamente utilizados para fins educacionais e que contêm internamente sugestões sobre qual contexto devem ser utilizados.

Já Audino (2012), define objetos de aprendizagem como materiais de grande importância no processo de ensino e aprendizagem, por possibilitar a capacidade de simulação e animação de fenômenos, bem como o poder de reutilização em outros ambientes de aprendizagem. Além disso, define ainda que os OAs são recursos digitais dinâmicos, interativos e reutilizáveis em diferentes ambientes de aprendizagem, com a finalidade educacional, cobrindo diversas modalidades de ensino, como a híbrida e a distância. OAs podem ainda atuar em diversos campos, tais como educação formal, corporativa ou informal. Devem também reunir várias características, como durabilidade, facilidade para atualização, flexibilidade, interoperabilidade, modularidade, portabilidade, entre outras.

Objetos de aprendizagem são entidades cuja finalidade é trazer consigo alguma informação, ou conhecimento, nas mais diversas formas. Não somente isso, mas também ser possível sua reutilização em diversos cenários para proporcionarem aprendizagem, transmissão de conhecimento e compartilhamento de informações.

15.2.4. Trabalhos Relacionados

Em seu trabalho, Matsentidou e Poullis (2014) apresentam uma caverna de Realidade Virtual para treinar crianças com autismo sobre situações de trânsito. O treinamento tem foco em situações do trânsito que são difíceis de explicar através de métodos tradicionais. Durante o treinamento, a criança é acompanhada por um guia e nesta atividade a mesma deve aprender sobre como atravessar uma rua de forma segura. Inicialmente a criança é treinada para reconhecer e evitar se mover enquanto há carros na cena da rua. O próximo passo é ensiná-la sobre o significado do semáforo no cenário de trânsito. Então, um conjunto de luzes e carros é utilizado ao mesmo tempo para simulação de um ambiente de trânsito. Por fim, a criança deve executar a ação de atravessar a rua sozinha, sem dispor de nenhuma ajuda.

Chu et al. (2014) desenvolveram uma aplicação para o ensino de símbolos e fonética de mandarim, cujo objetivo é melhorar a comunicação. O Zhuyin possui um teclado de símbolos e fonéticas com mais de trinta e sete elementos do mandarim. Quando a criança deseja expressar seu pensamento, a mesma pode pressionar no teclado o elemento com o símbolo correspondente à sua mensagem. Uma vez selecionado o símbolo, uma imagem para transmissão da fonética fica disponível para que o som do símbolo seja transmitido. Além disso, a aplicação também dispõe de um quiz, cujo objetivo é ensinar a fonética e os símbolos do mandarim para as crianças. Aleatoriamente uma figura do banco de dados é apresentada e, em seguida, a aplicação requer da criança uma resposta sobre o símbolo que corresponde ao objeto.

De forma semelhante, Winoto (2016) propôs o uso de Realidade Virtual para auxiliar crianças autistas no reconhecimento de palavras em chinês. A aplicação consiste em um game que simula uma sala em 3D, onde diversas fotos do cotidiano estão inseridas nas paredes. O controle de visualização do game ocorre a partir do movimento da cabeça do usuário. Quando o usuário observa uma figura por um certo tempo, o sistema pronuncia o nome da figura tanto em chinês quanto em inglês. Ao final da sessão, eram apresentados diversos cartões relativos às figuras do game para a criança. Nesse momento ela tinha que indicar quais destes interagiu durante o game.

Já Volioti et al. (2014) propuseram um ambiente virtual de ensino com histórias sociais. O objetivo é principalmente utilizar os ambientes para que crianças autistas aprendam a resolver problemas sociais. O espaço virtualizado consiste em uma escola e uma típica sala de aula com um quadro interativo. As informações apresentadas para as crianças eram inseridas em quadros virtuais na forma de texto ou imagem. Uma das histórias sociais presentes no game apresentava um acidente que ocorreu no lar, em que um vaso, por conta de um forte vento, caiu e quebrou. Na história, os pais do personagem o acusavam de ter quebrado o vaso, fazendo com que o mesmo ficasse zangado com a acusação. Então o usuário poderia resolver o problema a partir de três passos: a) ficando calmo, b) explicando para outra pessoa o que ele queria fazer ou qual a coisa certa a se fazer, c) aplicando a solução.

Em seu trabalho, Cunha et al. (2016) desenvolveram um game denominado GameBook, cujo objetivo é promover motivação para crianças com o espectro de desordem do autismo no âmbito de reconhecer emoções. O sistema desenvolvido apresenta a história de Tobias em uma visita a um zoológico. A história descreve cinco cenários de interações do mundo real, para envolver a criança com conteúdo emocional. A criança deve interagir com os capítulos jogando com o Tobias e aprendendo suas cinco expressões faciais diferentes. O personagem Tobias expressa cinco emoções diferentes: alegria, tristeza, medo, raiva e desgosto. Os ambientes desenvolvidos causam diferentes reações no personagem. Então, para cada reação, a criança deve reconhecer a emoção que Tobias está sentindo para conseguir avançar para o próximo cenário. Ao final de cada capítulo, um simples quiz é apresentado ao usuário antes de proceder ao próximo capítulo. O quiz questiona sobre qual expressão Tobias fez de acordo com a situação descrita anteriormente. Para ajudar à criança, a expressão de Tobias pode

ser visualizada através de realidade aumentada, para que a criança avalie melhor a expressão que o personagem está transmitindo.

De maneira semelhante, Harrold et al. (2014) apresentaram um game denominado CopyMe. O fundamento da aplicação consiste na observação de uma foto que ilustra uma face humana, apresentando uma de seis possíveis expressões (alegria, tristeza, raiva, surpresa, medo e desgosto). Enquanto isso, a partir de uma câmera a imagem do usuário também aparece na interface da aplicação, onde o usuário deve imitar a expressão apresentada no aplicativo. Além de dispor a figura do usuário ao lado da foto que apresenta a expressão, a aplicação retrata, através de traços, indícios de como deve ser a imitação da expressão. A partir do processamento da face do usuário, o sistema pode determinar se o usuário está realizando a imitação de maneira adequada. Outro fator utilizado para interação, é a possibilidade de ouvir sons que descrevem a emoção associada à imagem indicada. A partir dos acertos do usuário, recompensas são exibidas para encorajar o uso da aplicação.

Já Lakshmiprabha et al. (2014) propuseram o uso de Realidade Virtual (RV) e Realidade Aumentada (RA) para ensinar crianças com autismo sobre reconhecimento de objetos e palavras-chave. Para implementação do sistema foram utilizados um projetor, uma câmera e uma mesa. O projetor projetava a interface do sistema sobre a mesa, enquanto que a câmera monitorava as ações do usuário sobre esta. Durante a execução, objetos eram exibidos (como a figura de uma maçã, por exemplo), ao mesmo tempo em que o sistema requisitava a identificação de algum dos objetos. Quando os objetos eram apresentados, a criança, a partir de movimentos de sua mão, deveria selecionar o objeto adequado à determinada palavra-chave exibida. Quando a criança escolhia a opção corretamente, recompensas eram apresentadas para motivar e encorajar. Os dados relativos às respostas escolhidas, tempo de demora de escolha e movimentos da criança eram armazenados para análise de especialistas sobre a evolução de aprendizado da mesma.

Cesário et al. (2016) desenvolveram um game denominado Crescendo. A ferramenta possibilita o monitoramento por parte do cuidador da criança e ao mesmo tempo permite um aprendizado passo-a-passo desta. O game é voltado para dispositivos móveis, no qual o aplicativo desenvolvido para a criança dispõe de ambientes virtuais. O aplicativo fornece uma mascote para ajudar à criança nas tarefas, guiando-a no passo-a-passo. Ao cometer erros, a mascote indica o que a criança deve fazer para ajudá-la. Quando a tarefa é realizada de maneira correta, recompensas são exibidas na tela e moedas são acrescidas à sua fortuna virtual. Enquanto isso, na aplicação do responsável, informações sobre o desempenho da criança são exibidas. Tanto nas atividades bem-sucedidas quanto nos seus erros. Ainda na aplicação do responsável, é possível escolher quais tarefas a criança tem que executar.

Em seu trabalho, Garzotto et al. (2016) buscaram criar um ambiente de Realidade Virtual para aprendizagem que utiliza o método de narrativas de histórias. O sistema como um todo dispõe de duas aplicações, sendo uma para a criança e outra para o terapeuta, professor ou responsável pela criança. No lado da criança foram desenvolvidos dois modos, sendo estes Story360 e Exploration. No modo Story360 o usuário, com o uso do Google CardBoard, deve seguir um avatar que vai guiando o curso de uma história vista em 360º. Caso a criança deixe de visualizar o avatar, o mesmo para e só prossegue a história quando a criança retorna a direcionar a visão para ele. No modo Exploration, a criança deve explorar um fluxo de conteúdos interativos que estão distribuídos ao longo de um caminho virtual que a mesma deve seguir. No caminho são apresentadas diferentes imagens em pontos específicos para formar a história. Após olhar para um ponto da história por um determinado tempo, ocorre a movimentação até o próximo ponto que contém uma nova imagem. Assim, ao final do curso, a sequência de imagens representa a história a ser apresentada. Durante todo o processo, os terapeutas ou acompanhantes poderão visualizar o que a criança vê e aplicar suas avaliações. Além disso, é possível personalizar as histórias, definindo a sequência de objetos, qual história a ser vista, entre outros.

Parte dos trabalhos apresentados tentam melhorar questões de aprendizado social das crianças autistas. Em grande parte, há aplicativos voltados para reconhecimento de expressões, situações do cotidiano, auxílio na comunicação de necessidades próprias, entre outros. Outras aplicações buscam prover algum tipo de apren-

dizado, seja sobre histórias, associação de objetos a palavras-chave, pronúncia de fonética e representação simbólica da mesma.

Entretanto, apesar de alguns trabalhos apresentarem aspectos de ensino variados, não foram encontrados na literatura trabalhos que focassem na transmissão de conhecimentos diversos, ou que possibilitassem a inserção de conhecimentos diversos no jogo. No mais, existem algumas aplicações que dispõem sobre o ensino de algumas matérias básicas, como escrita de palavras e fundamentos matemáticos. Além disso, a maioria das aplicações não fazem uso de técnicas de geolocalização, ou técnica semelhante, para incentivar a movimentação e locomoção por ambientes onde as possibilidades de socialização são maiores.

15.3. Projeto K-Hunters

Esta Seção apresenta o jogo K-Hunters, K-Hunters Immersive e K-Hunters Find, demonstrando o funcionamento da aplicação e os elementos utilizados no desenvolvimento destes jogos. Primeiramente é demonstrado o desenvolvimento do K-Hunters, em seguida, demonstra-se o Khunters Immersive e por fim há a explanação do K-Hunters Find.

15.3.1. Knowledgemon Hunters

O jogo K-Hunters é um jogo sério em um ambiente 3D que utiliza geolocalização, RV e RA, dispondo de personagens virtuais com o intuito de minimizar o tempo de isolamento social e auxiliar no aprendizado das crianças com TEA. O jogo provê um ambiente tridimensional de busca e visualização de personagens virtuais detentores de conhecimento. A aplicação pode ser executada em plataformas móveis que possuem hardware de GPS (Global Position System). A interface principal do jogo apresenta um avatar tridimensional, que representa o jogador, centrado em uma matriz de planos 9x9. Esses planos contêm porções de mapa relativos à posição geográfica do usuário. A partir da movimentação do usuário pelo mundo real, o aparelho captura as novas coordenadas e movimenta o avatar. Os planos também são movimentados e rearranjados de maneira que o avatar sempre se mantém no centro da matriz. A movimentação dos planos permite que a aplicação obtenha novas porções de mapa, oferecendo a percepção de um ambiente contínuo. A Figura 15.1 ilustra como a matriz de planos, o posicionamento do avatar e a interface principal do jogo são organizados.

A interface principal dispõe ainda de um ajudante virtual que auxilia a criança no uso do jogo (a Figura 15.1.b ilustra o ajudante em forma de nuvem com arco-íris na parte superior da interface). Durante o gameplay este ajudante traz dicas sobre os elementos do jogo, tais como a funcionalidade de cada botão, forma de interação, incentiva a criança a buscar os personagens, entre outras funcionalidades. Além disso, o ajudante armazena consigo o histórico de interação da criança com cada personagem. Após determinado tempo é verificado no histórico a interação mais antiga e, então, é sugerida a interação com o personagem que está a mais tempo sem ser acessado. Neste momento, a caixa de mensagem do ajudante passa a ser um link direto para abertura do conteúdo do personagem. Há, ainda, na parte superior o score da criança e a localização geográfica da mesma (texto em vermelho).

Figura 15.1 - (a) Matriz de planos com mapas; (b) Interface principal do game

Quando a criança move-se pelo mundo real e se aproxima da posição geográfica que contém algum personagem, este surge na interface principal (como pode ser visto na Figura 15.2.a). Para isso, a aplicação solicita ao servidor, a lista de personagens cadastrados e suas coordenadas. A partir de então, a aplicação realiza o cálculo da distância entre duas coordenadas.

Com o resultado da distância, verifica-se se o personagem está a no máximo cem metros do usuário. Caso positivo, este é instanciado na cena do game, aparecendo na interface principal. Caso contrário, verifica-se se a distância é menor ou igual a duzentos metros. Neste caso, o personagem é adicionado em uma lista de "próximos" para que a aplicação informe a criança sobre os personagens que estão em sua vizinhança. Se a distância ultrapassar duzentos metros, nada é realizado, pois este limite está fora da área da criança.

A captura dos personagens se dá por meio de toques na tela do aparelho na posição em que este é apresentado. Para tornar a aplicação mais atrativa, durante a captura é possível a visualização do personagem através de RA (Figura 15.2.b). Uma vez que a criança centraliza o personagem na cena, a opção "capturar" aparece (Figura 15.2.b ilustra a visualização do personagem em RA e o botão "capturar"). Caso selecione esta opção, o personagem é capturado e o conteúdo associado ao personagem é exibido (Figura 15.3.c demonstra a visualização de um conteúdo através do formato de imagem).

Figura 15.2 (a) Interface do Game com Personagens Virtuais; (b) Personagem virtual em Realidade Aumentada; (c) Visualização de Conteúdo associado ao Personagem

a) b) c)

É importante ressaltar que o desenvolvimento da forma, cor e movimentação dos personagens leva em conta elementos empregados nos tratamentos de crianças com TEA. Um destes elementos são animais de estimação que são utilizados em terapias assistidas, auxiliando no desenvolvimento psicomotor, sensorial, mental, entre outros fatores benéficos, e, na maior parte, são utilizados na melhoria da socialização ou, ainda, na recuperação da autoestima destas crianças [Machado et. Al. 2008] [Dotta 2012]. Seguindo essa linha de pesquisa desenvolveu-se as artes conceituais dos personagens. Estes seguem uma base corporal semelhante entre si com aspectos físicos que lembram animais da natureza. A Figura 15.3 ilustra algumas destas artes conceituais.

A partir destes modelos, desenvolveu-se diversos personagens virtuais, variando-se entre animais e objetos, tais como coelho, leão, sapo, pião, nuvem, entre outros. A Figura 15.4 demonstra o resultado da modelagem de alguns monstrinhos.

Na Figura 2.a é possível notar que há em sua parte inferior três botões de interação (Menu, Procurar e Chat). O primeiro deles é o botão menu que permite por exemplo, a visualização de opções de ajustes, log out, visualizar personagens capturados e sair (Figura 15.5.a). A opção ajustes possibilita habilitar ou desabilitar os sons de fundo e de efeitos do jogo (Figura 15.5.b). A opção log out desassocia a conta do usuário solicitando um novo log in no jogo. Já a opção Sair fecha a aplicação. A opção Personagens Capturados possibilita que a criança visualize uma lista de personagens que já capturou (Figura 15.5.c). Assim, cada personagem também é um botão de interação para acesso ao menu do personagem.

Figura 15.3 - (a) Arte conceitual do corpo dos personagens; (b) Arte conceitual das cabeças dos personagens

Figura 15.4 - Modelo 3D dos personagens virtuais

O botão Procurar possibilita que a criança visualize os personagens que estão nas proximidades geográficas. Este elemento foi inserido para facilitar a busca e captura (a Figura 15.6.a ilustra a visualização de um personagem nas proximidades da geolocalização da criança). Por fim, o botão chat apresenta um bate-papo em que o usuário pode enviar e visualizar mensagens de outros usuários que estão à distância de um quilômetro (a Figura 15.6.b ilustra o uso do botão chat). Esta funcionalidade visa dispor um canal de comunicação para que crianças que também utilizam a aplicação e que estão próximas possam trocar mensagens.

Como citado anteriormente, os personagens virtuais são detentores de conhecimentos. É neste ponto que a ferramenta difere da aplicação Pokémon GO, sendo que este contém personagens virtuais que não estão associados a conhecimentos. A associação de conteúdos aos personagens tem como objetivo auxiliar no aprendizado das crianças. Para isso, cada personagem pode ser associado a OAs. Vale salientar que a criação e inserção dos OAs, escolha dos modelos tridimensionais dos personagens e a posição geográfica correspondente são de responsabilidade de psicopedagogos ou especialistas responsáveis pela criança. Esta tarefa é realizada por meio de um navegador Web, em que pode-se gerenciar os OA inserindo-se arquivos em diversos formatos (vídeo, áudio, texto, slide, entre outros).

Figura 15.5 - (a) Botão menu; (b) opção ajustes; (c) opção personagens capturados

Figura 15.6 - (a) Botão procurar; (b) Botão chat

Caso deseje, o responsável pode também cadastrar questionários sobre os conteúdos dos OAs para avaliar o nível de aprendizado das crianças. Os responsáveis determinam quais informações as crianças podem visualizar, além de assegurar que as crianças transitem por locais seguros onde os personagens estão posicionados.

Quando a criança captura um personagem, o conteúdo do objeto de aprendizagem relacionado àquele personagem pode ser exibido. A exibição pode ocorrer por meio de interações com os menus do game (a Figura 15.7.a ilustra o menu do personagem. Nele, a criança pode acessar o conteúdo, responder questões ou visualizar o personagem via RA). Desse modo, as informações contidas nos OAs podem ser, então, visualizadas (a Figura 15.7.b ilustra a exibição das informações por vídeo). Além disso, logo após a visualização do conteúdo, caso haja perguntas cadastradas no sistema, estas serão exibidas para a criança, a fim de verificar seu aprendizado (a Figura 15.7.c demonstra a exibição de uma questão).

Quando a criança responde corretamente as questões, uma imagem de parabens é exibida e pontos são adicionados ao seu score (Figura 15.7.d ilustra a imagem de incentivo para cada acerto da criança). Caso contrário, uma mensagem de incentivo é exibida para que ela tente novamente. Deste modo, a partir deste formato de gameplay, o usuário é induzido a mover-se no mundo real e durante a caça pode visualizar informações contidas nos personagens.

Figura 15.7 - (a) Menu do personagem; (b) Visualização do conteúdo por vídeo; (c) Exibição de uma questão; (d) Imagem de incentivo para os acertos

A seguir serão apresentados dois jogos complementares ao K-Hunters. O primeiro deles é o K-Hunters Immersive, sendo este um ambiente imersivo onde os usuários podem interagir com os personagens e contéudos a partir de RV. O segundo é o K-Hunters Find, sendo este um jogo voltado para interação entre a criança e os personagens cuja finalidade é a familiarização.

15.3.2. K-Hunters Immersive

Este jogo trata-se de um ambiente virtual e imersivo onde o usuário pode interagir com os conteúdos dos personagens capturados. Para inserção no ambiente é necessário utilizar o dispositivo Google Cardboard. Trata-se de uns óculos de Realidade Virtual de baixo custo desenvolvidos pela Google [Cardboard 2017].

Após efetuar o login no jogo, o usuário é inserido em um ambiente imersivo, acima de uma pequena ponte de madeira. Ao seu redor, são apresentados dois quadros estando um à sua esquerda, outro à sua direita. Por trás do usuário encontra-se um painel contendo os personagens que o usuário capturou no jogo K-Hunters. À sua frente será exibido o personagem que o usuário escolher no painel para interagir. A Figura 15.8 apresenta o ambiente virtual no Unity onde o usuário é inserido.

Figura 15.8 - Ambiente Virtual e Imersivo

É importante ressaltar que no painel dos personagens só aparecem personagens cujos objetos de aprendizagem contêm arquivos de vídeo, áudio e imagem. Esta limitação dá-se pelo motivo de que o ambiente foi preparado para execução de vídeo, áudio e imagem. Os vídeos e imagens são exibidos nos quadros laterais, já o áudio é executado a partir do personagem que é exibido no ambiente virtual.

Durante a execução, o jogo projeta duas imagens na tela do smartphone. Por meio do giroscópio presente no celular, o usuário ao mover a cabeça com os óculos, move também a câmera presente na cena. Este fator permite que o usuário experimente a sensação de estar presente no ambiente virtual. Através do botão do dispositivo Cardboard, em sua parte superior, o usuário pode interagir com o ambiente. Para isso, é preciso posicionar a cabeça apontando para o objeto que se deseja interagir e utilizar o clique do botão.

Para iniciar o processo de visualização dos conteúdos, primeiramente é preciso selecionar um personagem no painel de personagens. Ao apontar sua cabeça para o painel, basta clicar no botão do Cardboard sobre o personagem escolhido para que os conteúdos deste personagem sejam buscados nas bases de dados e exibidos na cena.

A Figura 15.9 ilustra o momento de seleção do personagem virtual.

É possível notar, na Figura 15.9, que há um círculo vermelho na imagem. Este círculo faz parte do componente de RV e fica centralizado na tela. O mesmo é um indicador de interação com os objetos para que o usuário saiba onde o ponto de interação está. Ou seja, quando esse elemento está na mesma direção dos objetos, neste é possível realizar interações por meio do botão. É importante ressaltar que o painel de personagens apresenta ainda dois botões, sendo estes Página Anterior e Próxima Página. Os mesmos objetivam atualizar a lista de personagens buscando pelos demais personagens capturados para serem exibidos no painel.

Figura 15.9 - Seleção do Personagem no painel de Personagens do Ambiente Virtual

Após a seleção do personagem, sua imagem é carregada na cena para que o usuário possa visualizá-lo. O personagem fica localizado no lado oposto ao painel de personagens. Além disso, é associado ao personagem o áudio do objeto de aprendizagem. A Figura 15.10 ilustra o personagem na cena após ter sido escolhido.

Figura 15.10 - Visualização do Personagem no Ambiente Imersivo

A execução do áudio se dá a partir do olhar do usuário para o personagem. Quando o usuário direciona a cabeça para o personagem, o jogo detecta o alinhamento do círculo com o objeto, executando, assim, o áudio. Ao remover o olhar do personagem o áudio pausa. Caso retorne a direcionar o círculo para o personagem, o áudio é novamente executado do ponto em que parou na execução anterior. Se não houver arquivos de áudio no objeto de aprendizagem, então o personagem não apresenta nenhum conteúdo.

De semelhante modo, quando o usuário direciona sua cabeça para um dos painéis, o conteúdo é executado. Caso o painel esteja associado a um vídeo, inicia-se a transmissão do vídeo. Quando o usuário move a cabeça, e deixa de centralizar o painel, o vídeo pausa. Quando retorna o olhar para este, o vídeo retoma a execução do ponto em que parou. A Figura 15.11 ilustra a execução do vídeo quando o painel está sendo observado.

Figura 15.11 - Visualização de um vídeo no Painel do Ambiente Imersivo

Caso o objeto de aprendizagem relacionado ao personagem possua mais de um arquivo para cada mídia, o sistema aleatoriamente escolhe um arquivo de cada. Se houver apenas imagens, as imagens serão exibidas nos painéis. Se houver somente vídeos, estes serão exibidos nos painéis. Caso haja somente áudio, apenas o personagem apresentará conteúdo e os painéis continuaram em branco sem transmitir conteúdos.

É importante ressaltar que o uso desta aplicação depende do jogo K-Hunters, pois só é possível capturar os personagens neste jogo. Deste modo, antes de utilizar a aplicação K-hunters Immersive, o usuário deve sair a procura de personagens para capturá-los. Após este processo, o usuário pode utilizar esta aplicação e interagir com os conteúdos no ambiente imersivo.

15.3.3. K-Hunters Find

Este jogo utiliza a combinação dos personagens virtuais com reconhecimento de imagem para exibi-los a partir de RA. A ideia é associar cada personagem a uma imagem específica. Desta forma, por meio do dispositivo móvel, a criança pode focar na imagem alvo e visualizar o personagem. A aplicação K-Hunters Find trata-se de um jogo de encontrar imagens alvo, sendo que quando a imagem é encontrada, o personagem relacionado a esta surge e pronuncia seu nome. A Figura 15.12 ilustra o resultado da implementação deste jogo, ilustrando três personagens exibidos em RA e em conjunto com imagens alvo.

O objetivo deste jogo é familiarizar as crianças com os personagens e ensiná-las sobre seus nomes. Para isso, as crianças devem apontar o celular para a imagem alvo. Quando isso ocorre o personagem relativo àquela imagem surge e pronuncia seu nome. Além disso, a pronúncia também é executada quando a criança clica na tela do dispositivo em que o personagem é exibido.

Figura 15.12 - Personagens em Realidade Aumentada com Imagens Alvo

Portanto, os especialistas dispõem de uma aplicação que permite a familiarização dos personagens para as crianças. Além de poderem trabalhar de outras maneiras compartilhando as imagens entre as crianças, ou então, realizando um esconde-esconde para encontrá-los. A forma de uso do jogo deve ser decidida pelos especialistas.

15.4. Considerações Finais

Este capítulo apresentou o jogo sério denominado K-Hunters. Trata-se de uma aplicação para dispositivos móveis que faz uso de técnicas de geolocalização, Realidade Virtual, Realidade Aumentada e Inteligência Artificial para prover um ambiente de caça e captura de personagens detentores de conhecimento. Seu objetivo é minimizar o tempo de isolamento social e auxiliar na aprendizagem de crianças com transtorno do espectro autista. Para isso, personagens virtuais podem ser dispersos no mundo real e associados a Objetos de Aprendizagem. Através de um dispositivo móvel, as crianças podem sair à procura destes personagens, capturá-los e visualizar seus conteúdos.

Para elevar a interação dos usuários com os conteúdos e com os personagens, desenvolveu-se duas aplicações complementares. A primeira delas utiliza Realidade Aumentada para associar os personagens a determinadas figuras. Assim, os usuários, ao encontrar estas figuras, podem visualizar os personagens e ouvir a pronúncia de seus nomes. A partir deste jogo as crianças podem familiarizar-se com os personagens e aprender a pronúncia de seus nomes. A segunda aplicação utiliza Realidade Virtual e apresenta um ambiente imersivo em que as crianças podem visualizar os conteúdos e os personagens. Neste ambiente, o usuário deve selecionar o personagem com o qual deseja interagir. Após a seleção é possível, então, visualizar o personagem e os conteúdos a ele associados (nos formatos de áudio, vídeo e imagem).

Este trabalho situa-se no campo da computação aplicada à saúde e à educação. Seu propósito é descrever um jogo sério que visa melhorar o âmbito social e educacional de pessoas portadoras do transtorno do espectro autista. A partir dos fundamentos teóricos vistos, o formato de jogo utilizado pode apresentar grande potencial para minimizar o isolamento social e auxiliar na aprendizagem do público- alvo. Por conseguinte, a ferramenta pode se tornar uma aliada na melhoria de vida das pessoas portandoras do TEA.

Agradecimento

Agradecemos ao Programa de Pós-Gradução em Ciências da Computação da Universidade Federal Rural do Semi-Árido e Universidade do Estado do Rio Grande do Norte; à Unidade de Ensino Superior Dom Bosco; à Capes e FAPEMA pelo apoio financeiro.

Lista de Siglas e Símbolos

CID - Classificação Estatística Internacional de Doenças e Problemas Relacionados com a Saúde

DSM - Diagnostic and Statistical Manual of Mental Disorders

GPS - Global Position System

OA – Objeto de Aprendizagem

RA – Realidade Aumentada

RV – Realidade Virtual

TEA – Transtorno do Espectro Autista

Referências

Abt, C. C.: "Serious Games". Lanham, MD: University Press of America. 1st Edition. Vol. 1, pp. 10-14. New York, NY, USA. 1987. ISBN: 0819161489, 9780819161482. (Reprint. Originally published: New York: Viking Press, 1970.)

Ajuriahuerra J., Las Psicosis Infantiles.: Manual de Psiquiatria Infantil, Editora Toray-Masson (Barcelona), 4ª edição,; 673-731. (1977)

American Psychiatric Association (APA).: Manual Diagnóstico e Estatístico deTranstornos Mentais - DSM 5. Tradução de Maria Inês Correa Nascimento et al; revisão técnica Aristides Volpato Cordiolo. 5. ed. Porto Alegre: Artes Médicas, 2014.

Audino, D. F.: Objetos de aprendizagem hipermídia aplicado à cartografia escolar no sexto ano do ensino fundamental em geografia. Florianópolis: UFSC, 2012. Disponível em: <https://repositorio.ufsc.br/handle/123456789/99501>. Acesso em: outubro 2016.

Blackman, S.: "Serious Games... and Less!" ACM Siggraph Computer Graphics 39(1):12-16. (2005)

Barbosa, H. F. A.: Análise do recurso a novas tecnologias no ensino de autistas. Diss. Instituto Politécnico do Porto. Instituto Superior de Engenharia do Porto, 2009.

Bosa, C. A.: Autismo: atuais interpretações para antigas observações. In C. R. Baptista & C. A. Bosa (Orgs.), Autismo e educação: reflexões e propostas de intervenção (pp. 21-39). Porto Alegre: Artmed. (2002)

Brom, C., Preuss, M.; Klement, D.: "Are educational computer micro-games engaging and effective for knowledge acquisition at high-schools? A quasiexperimental study". Computers & Education, 57(3), p.1971-1988. (2011)

Bosa, C. A.: "Autismo: intervenções psicoeducacionais Autism: psychoeducational intervention." Rev bras psiquiatr 28.Supl I (2006): S47-53.

Camargo, S.; C., A., Bosa.: Competência social, inclusão escolar e autismo: revisão crítica da literatura. (2009) Psicologia & sociedade. São Paulo SP. Vol. 21, n. 1 (jan./abr. 2009), p. 65-74.

Cardboard.: "Google Cardboard". Disponível em: <https://vr.google.com/cardboard/> Acesso em setembro de 2017.

Cesário, V. et al.: Crescendo: Routine Learning App for Children with Autism Spectrum Disorders. In: Proceedings of the The 15th International Conference on Interaction Design and Children. ACM, 2016. p. 571-576.

Chu, Y. et al.: To develop the Mandarin-phonetic-symbol communication aid for high-functioning autism children. In: 2014 IEEE Global Engineering Education Conference (EDUCON). IEEE, 2014. p. 17-19.

Classificação Estatística Internacional De Doenças E Problemas Relacionados À Saúde - CID-10. Disponível em: http://www.datasus.gov.br/cid10/V2008/WebHelp/f30_f39.htm#F32. Acesso em dezembro de 2016.

Cunha, P. et al.: Augmented reality for cognitive and social skills improvement in children with ASD. In: 2016 13th International Conference on Remote Engineering and Virtual Instrumentation (REV). IEEE, 2016. p. 334-335.

Dotta, L. T.: TERAPIA ASSISTIDA POR ANIMAIS COM CRIANÇAS AUTISTAS. 2012. Artigo - Curso de Terapia Ocupacional, Centro Universitário Franciscano - Unifra, Santa Maria, 2012. Disponível em: <http://www.unifra.br/eventos/sepe2012/Trabalhos/5434.pdf>. Acesso em: 16 fev. 2016.

Fernandes, A. H.: A informática como recurso para a aprendizagem de alunos autistas. (2011). Disponível em: http://www.acervodigital.ufpr.br/bitstream/handle/1884/33257/ADRIANO%20HIDALGO%20FERNANDES.pdf?sequence=1. Acesso em dezembro de 2016.

Gadia, C.; Tuchman, R. e Rotta, N.: Autismo e doenças invasivas do desenvolvimento. (2004). Jornal de Pediatria, 80, 583-594.

Garzotto, F. et al.: Wearable Immersive Storytelling for Disabled Children. In: Proceedings of the International Working Conference on Advanced Visual Interfaces. ACM, 2016. p. 196-203.

Gilbert, C.: Autism and pervasive development disorders. (1990). In Journal of Child Psychology and Psychiatry. 31, 99-119.

Harrold, N. et al.: CopyMe: an emotional development game for children. In: CHI'14 Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems. ACM, 2014. p. 503-506.

Jordan, R.: Managing Autism and Asperger's syndrome in current educational provision. Pedriatic Rehabitlition, 8, 104-112. (2005)

Jordan, R. E.; Powell, S. Understanding and Teaching Children with Autism. West Sussex, England: John Wiley&Sons Ltd, 1995.

Kanner, L.: Affective disturbances of affective contact. Nervous Child, 2, 217-250. (1943)

Karagiannis, A., Stainback, S., & Stainback, W.: Fundamentos do ensino inclusivo. In S. Stainback & W. Stainback (Orgs.), Inclusão - Um guia para educadores (M. Lopes, Trad., pp. 21-34). Porto Alegre: Artmed. (1999).

Katsaliaki, K.; Mustafee, N.: A survey of serious games on sustainable development. In: Proceedings of the 2012 Winter Simulation Conference (WSC). IEEE, 2012. p. 1-13.

Lakshmiprabha, N. S. et al.: [Poster] An augmented and virtual reality system for training autistic children. In: Mixed and Augmented Reality (ISMAR), 2014 IEEE International Symposium on. IEEE, 2014. p. 277-278.

Matsentidou, S.; Poullis, C.: Immersive visualizations in a VR cave environment for the training and enhancement of social skills for children with autism. In: Computer Vision Theory and Applications (VISAPP), 2014 International Conference on. IEEE, 2014. p. 230-236.

Machado, J.A.C.; et. al.: Terapia Assistida por Animais (TAA). ; Revista Científica Eletrônica de Medicina Veterinária; 10; 1-7; 2008.

Michael D. And Chen, S.: "Serious games: games that educate, train and inform, Thomson Course Technology". (2006)

Passerino, L.: Pessoas com autismo em ambientes digitais de aprendizagem: estudo dos processos de interação social e mediação. (2005). Tese de Doutorado. Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Programa de Pós-Graduação em Informática na Educação.

Pereira, L. M.; Porto, F. A. M.; Melo, R. N.: Objetos de Aprendizado Reutilizáveis (RLOs): Conceitos, padronização, uso e armazenamento. Monografia Departamento de Informática, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, 2002.

Sant'ana, I. M.: Educação inclusiva: concepções de professores e diretores. Psicologia em Estudo, 10, 227 - 234. (2005)

Sosteric, M.; Hesemeier, S.: When is a Learning Object not an Object: A first step towards a theory of learning objects. The International Review of Research in Open and Distributed Learning, v. 3, n. 2, 2002. Disponível em: http://www.irrodl.org/index.php/irrodl/article/viewArticle/106 Acessado em 13 de outubro de 2016

Souza, H.: Autismo, use a tecnologia para ajudar. (2016). Disponível em: https://pplware.sapo.pt/informacao/autismo-use-a-tecnologia-para-ajudar/ Acessado em 11 de outubro de 2016.

The National Autistic Society. Site Oficial. Autism Concept. Disponível em :http://www.nas.org.uk. Acessado em dezembro de 2016.

Valente, J. A.: O uso inteligente do computador na educação. (1997) NIED – UNICAMP – Texto publicado na: Pátio – revista pedagógica. Editora Artes Médicas Sul. Ano 1, N°1, p.19-21.

Volioti, C. et al.: VLSS-Virtual Learning and Social Stories for Children with Autism. In: ICALT. 2014. p. 606-610.

Wing, L.: El Autismo en niños y adultos: una guía para la família. Buenos Aires: Ed. Paidós, 1998.

Winoto, P.: Reflections on the Adoption of Virtual Reality-based Application on Word Recognition for Chinese Children with Autism. In: Proceedings of the The 15th International Conference on Interaction Design and Children. ACM, 2016. p. 589-594.

Zyda, M.: "From Visual Simulation to Virtual Reality to Games." Computer 38(9):25-32 2005

16. TECNOLOGIA 'INTELIGENTE' ASSOCIADA À APRENDIZAGEM SIGNIFICATIVA EM BIOQUÍMICA

Dr. Vandor Roberto Vilardi Rissoli[1], MSc. Adriana Cardoso Furtado[2]

1. Núcleo de Apoio Estratégico e Educacional (NAEEd) – Faculdade do Gama – Universidade de Brasília (UnB/FGA), Gama, DF – e-mail: vandorissoli@gmail.com
2.Escola de Saúde e Medicina (ESM) – Curso de Farmácia – Universidade Católica de Brasília (UCB), Taguatinga, DF – e-mail: adriana-cfurtado.ucb@gmail.com

Abstract

This chapter shows the results obtained with the use of an Intelligent Teaching Assistant (ITA), which consists a type of interactive educational software capable of monitoring real-time educational processes and providing personalized pedagogical guidance for each student. This assistant incorporates concepts from Subsumption Theory and Fuzzy Logic, providing a more realistic monitoring of each student's cognitive situation. In order to verify its educational possibilities in the Health area, the technology of these virtual assistants was used in the discipline of Biochemistry and presented satisfactory results in the perspectives of the students and teachers involved. The results obtained with the use this technology in the undergraduate environment demonstrate its viability for the improvement of learning in the Health area.

Keywords: Biochemistry, Meaningful Learning, Intelligent Tutoring System, Fuzzy Logic.

Resumo

Este capítulo apresenta os resultados alcançados com o uso de um Assistente Virtual de Ensino Inteligente, que consiste de um tipo software educacional interativo capaz de acompanhar processos educacionais em tempo real e fornecer orientação pedagógica personalizada para cada aprendiz. Tal assistente incorpora conceitos da Teoria da Aprendizagem Significativa e da Lógica Nebulosa, provendo um acompanhamento mais realista da situação cognitiva de cada aluno. Com o objetivo de verificar suas possibilidades educacionais na área da Saúde, a tecnologia desses assistentes virtuais inteligentes foi empregada na disciplina de Bioquímica e apresentou resultados satisfatórios nas perspectivas dos alunos e professores envolvidos. Os resultados obtidos com a utilização desse assistente, em ambiente de ensino superior, demonstram a viabilidade do mesmo para a melhoria do processo ensino-aprendizagem na área da Saúde.

Palavra-chave: Bioquímica, Aprendizagem Significativa, Sistema Tutor Inteligente, Lógica Nebulosa.

16.1. Introdução

A formação de profissionais no ensino superior geralmente é organizada em etapas (ou fases) que envolvem conteúdos importantes a serem assimilados pelos aprendizes em suas respectivas áreas. Estas etapas são preparadas de maneira coerente aos objetivos de cada formação por profissionais específicos em suas áreas de conhecimento, pedagogos e docentes, além de pesquisadores envolvidos diretamente com a área da formação almejada e da Educação.

A formação na área da Saúde (Biológicas) também atende a essas características, podendo ser destacado o estudo da bioquímica como uma das etapas relevantes e fundamentais à formação de seus diferentes profissionais (médicos, enfermeiros, nutricionistas, farmacêuticos etc.). Sendo ela complexa, mas essencial à compreensão do funcionamento ordenado das reações químicas, tratando de suas funções, estruturas e processos metabólicos, que tornam possível a vida (Albuquerque et al, 2012).

Outro aspecto importante está relacionado ao crescimento do conhecimento nas diversas áreas das Ciências Biológicas, em particular, na bioquímica e na biologia molecular (Regis, Gonçalves e Santoro, 2001). Essas particularidades da bioquímica já são suficientes para reconhecê-la como uma ciência dinâmica, que demanda de métodos e técnicas condizentes à maior eficiência em seu processo educacional.

Vários são os desafios educacionais para a aprendizagem satisfatória em bioquímica, estando entre estes a formação de turmas discentes bem heterogêneas, envolvendo estudantes de cursos diferentes, e um volume significativo de novos conhecimentos a serem assimilados por seus aprendizes. Estas turmas, por sua vez, ainda possuem quantidades elevadas de estudantes, impedindo que seu processo educacional seja personalizado, quando efetuado de maneira mais tradicional.

Geralmente, o estudo da bioquímica faz parte do tronco comum entre os cursos da área da Saúde (Medicina, Farmácia, Enfermagem, Nutrição, etc.) e é oferecido em sua etapa inicial. Essa situação promove a heterogeneidade nas turmas e distancia o conteúdo estudado em sala de aula de sua aplicação mais prática e profissional, provocando o desinteresse dos novos aprendizes, embora seja a bioquímica aplicada nos mais diversos campos de atuação dos profissionais de saúde.

Diante dessa realidade, posturas educacionais mais ativas e empenhadas na aprendizagem sob medida de cada aprendiz, precisam fazer parte das estratégias educacionais em bioquímica, a fim de propiciar o processo de ensino que anseie pela aprendizagem respeitando as peculiaridades de seus conteúdos letivos e as características de cada um de seus aprendizes.

Um conjunto diversificado de metodologias educacionais pode contribuir com este processo, sendo destacado nesse capítulo as principais diretrizes da Teoria da Aprendizagem Significativa (*Subsumption Theory*) (Ausubel, 2000). Esta teoria fundamenta a metodologia de aprendizagem conhecida como Aprendizagem Significativa, que foi aplicada no processo educacional de uma turma de graduação em bioquímica.

Sintonizado aos princípios da Teoria da Aprendizagem Significativa (TAS), e apoiando a aplicação das técnicas oriundas de sua metodologia, um software educacional, proveniente da área da Inteligência Artificial, ainda foi empregado na experimentação exibida neste capítulo. Seus resultados promissores são aqui compartilhados e apresentam a forma inovadora como uma turma de graduação em bioquímica foi conduzida durante um semestre letivo envolvendo estudantes novatos de diferentes cursos na área da Saúde.

Este capítulo está organizado em 7 seções. A seção 2 apresenta os principais fundamentos usados pelo projeto descrito neste capítulo e que abrange a Teoria da Aprendizagem Significativa e os Sistemas Tutores Inteligentes. A seção 3 esclarece a utilização da Lógica Fuzzy para efetivação do acompanhamento personalizado, enquanto que a seção 4 descreve o experimento realizado envolvendo uma disciplina de Bioquímica. A seção 5 aborda os principais resultados obtidos no experimento, sendo na seção 6 relatadas as principais conclusões sobre estes resultados. A seção 7 agradece a colaboração de todos que contribuíram com esta pesquisa, enquanto que as referências bibliográficas são relacionadas na última seção que encerra este capítulo.

16.2. Reflexões Educacionais

O estudo da Bioquímica é importante na formação dos futuros profissionais da área da Saúde, pois examina os processos químicos envolvidos nos organismos vivos. No nível de graduação, esse estudo requer, principalmente, noções de química e biologia celular, examinados, inicialmente, nos níveis educacionais que antecedem o ensino superior. Geralmente, a disciplina Bioquímica é oferecida nos ciclos básicos à formação desses estudantes, devendo possuir característica multidisciplinar, pois atende a grupos heterogêneos de discentes que possuem objetivos profissionais diferentes.

Cada vez mais a bioquímica tem-se tornado uma das ciências que mais cresce na exploração do conhecimento humano, sendo suas averiguações relevantes na elucidação do mecanismo fisiológico e na regulação de compostos bioquímicos relevantes à saúde do ser humano (Vieira, 2003).

O contínuo aumento desse conhecimento, resultante dos estudos e pesquisas efetuadas na área da Saúde, envolvendo o funcionamento fisiológico e as interferências patológicas, promove o crescimento elevado no volume das informações a serem aprendidas em bioquímica. Apesar da evolução tecnológica na exploração destas pesquisas e na sua abordagem mais educacional também continuarem avançando, não é possível aumentar, proporcionalmente, a carga horária da disciplina em questão para examinar este volume de novos conteúdos (Regis, Gonçalves e Santoro, 2001).

Meis (2002), já ressaltava, em décadas anteriores, a dificuldade na publicação de novos livros conseguirem acompanhar a quantidade dessas informações produzidas anualmente. Essa dificuldade ainda foi acentuada na velocidade da divulgação de novas pesquisas nos tempos atuais com a Internet e a interação ágil entre pesquisadores que podem estar em qualquer lugar do planeta, e até fora dele, por exemplo, na estação espacial internacional, realizando seus experimentos.

Assim, a abordagem desse conteúdo em ambiente educacional não pode acontecer de maneira mais tradicional, sem explorar as possibilidades metodológicas que organizam os seus conceitos mais teóricos e imprescindíveis à aplicação prática em momento adequado e estimulante aos discentes, facilitando o estabelecimento de um espaço de descoberta mediada pelo docente. Este, por sua vez, estimulará o desenvolvimento da habilidade intelectual dos aprendizes, fornecendo-os atividades que demandem da fundamentação teórica oferecida pela disciplina de bioquímica e da atuação mais prática e profissional para a resolução satisfatória das atividades propostas.

Como acontece muito nas disciplinas de bioquímica, a aula expositiva é, em sua grande maioria, o método pedagógico mais utilizado por seus professores. A diversidade de recursos tecnológicos atuais para a apresentação e a projeção de materiais ilustrativos interessantes enriquecem este importante método educacional, mas sua utilização não pode ser única para a exploração desse conteúdo tão dinâmico e importante à formação desses profissionais.

As aulas expositivas tendem a se concentrar na abordagem de conceitos e definições relevantes ao conteúdo estudado, além de expor fatos e eventos isolados que precisam ser conhecidos pelos aprendizes (Gee, 2008). No entanto, a aplicação prática desses conteúdos abordados em atividades mais sintonizadas à atuação desses profissionais fica limitada, quando emprega somente as aulas expositivas.

A ausência de ações programadas em laboratório, a falta de uso de tecnologias condizentes com o que existe no

ambiente profissional e a não utilização de recursos mais interativos que propiciem aos aprendizes um estudo direcionado às suas necessidades específicas, promove a redução no interesse dos estudantes, dificultando a assimilação almejada e prejudicando o avanço nas habilidades relevantes à formação na área da Saúde.

No estudo efetuado por Campbell e Leathard (2008), envolvendo estudantes de enfermagem do Reino Unido, pôde ser observado o baixo conhecimento desses aprendizes em princípios básicos de ciência, principalmente em biologia e química, sendo notada certa melhora quando o estudo tratava de questões relacionadas à prática (fisiopatologia) da profissão (Enfermagem). Estes autores expõem as suas preocupações com tal realidade, pois estes futuros profissionais apresentariam habilidade limitada em resolver situações clínicas, dificuldade em se adaptar às novas circunstâncias e de compreender realmente a sua prática profissional, comprometendo a qualidade do processo de "cuidar" (tratar da situação de saúde) e no próprio desenvolvimento da profissão.

Yokaichiya, Galembeck e Torres (2004) ainda apresentam, em estudos anteriores, que mesmo em programas tradicionais, que possuem a disciplina de bioquímica organizada e coerente aos objetivos do estudo, muitos dos seus alunos a definem como uma coleção de estruturas e reações químicas de difícil assimilação, além de não serem integradas à prática profissional.

Por isso o direcionamento e a organização do estudo proposto em uma disciplina que faz parte de uma formação maior (disciplina básica para a formação de vários cursos na área da Saúde) necessita da atividade contínua e consciente do docente para atingir seu objetivo junto a estas formações. Essa consciência, aliada à experiência do docente, reconhecerá as necessidades para a formação básica dos aprendizes e os esclarecerá quanto às etapas e metas a serem atingidas em cada uma das fases relevantes para sua formação mais literária, em um primeiro momento, e em suas aplicações práticas nos momentos seguintes e coerentes à evolução das habilidades intelectuais e sociais condizentes com cada uma das respectivas profissões da Saúde.

Nesse primeiro momento serão mostrados os conceitos e fundamentos preestabelecidos no planejamento da disciplina por seus docentes e pesquisados da área, a fim de se estabelecer uma base teórica relevante às assimilações necessárias aos novos aprendizes. Estabelecida esta base na estrutura cognitiva dos estudantes, novos desafios e ações sintonizadas à fixação dos conteúdos estudados e das experiências profissionais pertinentes à área da Saúde, poderão ser oferecidas aos aprendizes para que estes possam aplicar a teoria estudada empregando seu próprio senso crítico sobre a assimilação até então obtida, promovendo também a criação ou evolução de suas habilidades essenciais à profissão almejada em ambientes ainda mais educacionais (sala de aula, monitoria estudantil e estágios na própria área).

É possível examinar na pesquisa de Oliveira et al (2007) que a utilização de uma metodologia educacional condizente com os objetivos almejados por uma disciplina de bioquímica conseguiu promover o entusiasmo em seus alunos num curso de odontologia. Estes autores atribuíram essa motivação ao reconhecimento dos estudantes em observar a aplicação prática da disciplina e o importante envolvimento dela nas novas descobertas da ciência moderna, inclusive, chegando a promover alterações no mercado de trabalho.

A importância do estudo da bioquímica e as dificuldades pertinentes às características mais tradicionais aos processos educacionais em sua área de conhecimento têm incentivado a elaboração de propostas de ensino que objetivam melhorar o seu processo instrucional envolvendo várias estratégias educacionais, algumas associadas com tecnologias mais interativas que fornecem maior autonomia aos discentes (Garrido et al, 2010).

Dentre estas perspectivas a utilização de uma metodologia de aprendizagem, associada a um tipo de software educacional que emprega métodos e técnicas provenientes da Inteligência Artificial, tem sido adotada no ensino da disciplina de bioquímica em uma universidade brasileira. Os principais pressupostos dessa metodologia definiram a configuração desse tipo de software, classificado como Sistema Tutor Inteligente (STI), que foi customizado para as características do ensino dessa disciplina no nível de graduação, promovendo uma abordagem instrucional inovadora na educação em bioquímica.

16.2.1. Teoria da Aprendizagem Significativa (TAS)

A Teoria da Aprendizagem Significativa entende que para acontecer o aprendizado de um conteúdo novo na estrutura cognitiva do ser humano adulto é preciso que este conteúdo seja associado a algum conhecimento anteriormente estabelecido na estrutura cognitiva do indivíduo (aprendiz), fazendo com que este novo conteúdo se torne um conhecimento significativo ao aprendiz. Ser significativo então corresponde ao conteúdo que foi armazenado de forma mais substantiva na estrutura mental do aprendiz e não aquele que foi memorizado, de maneira arbitrária e sem possuir relacionamento com outros conhecimentos que já estavam disponíveis na sua estrutura cognitiva (Ausubel, Novak e Hanesian, 1980).

Estes conhecimentos disponíveis são necessários e responsáveis pela ancoragem do novo conteúdo na estrutura cognitiva do aprendiz, sendo chamados de conceitos subsunçores.

Esta forma de perceber a construção do conhecimento na estrutura cognitiva de cada indivíduo pode ser aplicada em qualquer área, sendo bastante promissora nas circunstâncias que envolvam investigação e solução de problemas. Duas hipóteses lhes são fundamentais para a aplicação como metodologia educacional, sendo estas:

- Há maior facilidade em o ser humano entender aspectos diferenciados de um todo geral mais substantivo e previamente compreendido, do que obter o entendimento desse todo a partir de suas partes menos inclusivas;
- A mente do ser humano é uma estrutura hierárquica de conhecimento bem organizada, na qual ideias mais inclusivas estão no topo da estrutura e nela são incorporados novos conceitos, proposições, fatos e demais dados diferenciados e menos inclusivos, ampliando-a progressivamente.

Diante dessas duas hipóteses, a TAS define dois princípios relevantes a sua concepção e os vincula a estas duas hipóteses, a fim de direcionar ações mais conscientes dos principais perfis de indivíduos participantes do processo educacional (discente e docente).

1.Diferenciação Progressiva: princípio correspondente à sequência natural da consciência humana no qual o conteúdo deve ser desenvolvido a partir de suas ideias mais gerais e inclusivas para posterior exploração progressiva, diferenciando suas especificidades relevantes;

2. Reconciliação Integrativa: princípio que prega a exploração explícita das relações entre proposições e conceitos, aponta suas similaridades e discrepâncias importantes, além de reconciliar inconsistências reais ou aparentes, correspondendo ao percurso inverso da primeira hipótese na assimilação inicial do novo conteúdo, partindo do detalhe e da especificidade para as ideias mais gerais e inclusivas.

De acordo com a circunstância que se encontre o aprendiz em relação aos novos conteúdos que devem ser assimilados, estes princípios serão empregados de maneira contínua e personalizadamente combinadas, a fim de atenderem às necessidades particulares de cada aprendiz frente a tais conteúdos. Por exemplo, na situação de um novo conceito ser assimilado por um aprendiz específico será importante, inicialmente, a compreensão mais substantiva de tal conceito por este aprendiz, procurando estabelecer associações do novo conceito com os subsunçores disponíveis em sua estrutura cognitiva (Diferenciação Progressiva).

O segundo princípio corresponderá às reflexões envolvendo este novo conceito que está sendo assimilado, e será melhor integrado na estrutura cognitiva do aprendiz através do estabelecimento de mais associações com os subsunçores, melhorando sua ancoragem. Assim, por meio de análises e comparações novas relações serão estabelecidas entre aquilo que é novo e os subsunçores, promovendo a assimilação almejada através da interação dos dois princípios, a fim de melhor acomodar o novo conceito e fortalecer os subsunçores na estrutura cognitiva do aprendiz.

Este processo de associação é denominado subsunção pela TAS e efetiva a assimilação mais significativa na estrutura cognitiva do aprendiz. A subsunção transforma os significados inerentes ao conteúdo a ser assimilado

em estruturas construídas, ou reconstruídas, de maneira peculiar ao estado cognitivo de cada aprendiz.

Para que essa aprendizagem ocorra é necessário o comprometimento responsável dos envolvidos diretamente no processo educacional, sendo pressupostos dois requisitos essenciais que direcionarão a postura e as ações dos discentes e docentes que objetivam trabalhar para que a aprendizagem significativa aconteça:

- A elaboração e uso de material potencialmente significativo aos aprendizes;
- A disposição proativa do aprendiz em relacionar o novo conteúdo a sua estrutura cognitiva, de maneira substantiva e não arbitrária (sem memorizar ou decorar simplesmente).

O primeiro requisito acima esclarece aos docentes a necessidade da utilização de material instrucional que esteja logicamente organizado e seja condizente com a realidade da assimilação significativa dos aprendizes, enquanto que o segundo requisito elucida aos discentes sobre a necessidade de sua conduta proativa em procurar efetivar o processo de subsunção em sua estrutura cognitiva.

Analisando as hipóteses apresentadas pela TAS, e considerando a relevância destes dois requisitos, seria possível identificar três fases principais a serem realizadas em um processo educacional que promove a aprendizagem significativa:

1. Fase: aquela em que a informação potencialmente significativa precisa ser percebida antes que possa ser aprendida e retida na estrutura cognitiva do aprendiz;

2. Fase: aquela que se relaciona ao processo de aprendizagem e retenção propriamente dita do novo conteúdo pela estrutura do aprendiz;

3. Fase: envolve a disponibilidade do novo conteúdo retido (assimilado) que poderá ser reproduzido atendendo às necessidades do aprendiz.

Diante do reconhecimento dessas fases, é possível notar que a atribuição de significado aos novos conteúdos corresponde a um dos fatores mais importantes para essa aprendizagem, além de torná-lo disponível para que o aprendiz possa utilizá-lo a partir de sua estrutura cognitiva.

A TAS define dois tipos de significados que representam características expressivas aos objetivos almejados pela metodologia de aprendizagem que ela fundamenta, contribuindo ainda na indicação do estado da assimilação dos novos conteúdos pelos indivíduos interessados em aprender.

A expressão Significado Lógico faz referência às características inerentes ao conteúdo que se deseja assimilar, estando relacionada somente com os aspectos expressivos de sua própria natureza. Todavia, quando o aprendiz transforma o Significado Lógico em um conhecimento agregado a sua estrutura cognitiva torna-o Significado Psicológico. Essa mudança, de Significado Lógico para Significado Psicológico, é resultante da subsunção efetuada pelo aprendiz de maneira idiossincrática e retrata a situação da assimilação obtida (Ausubel, Novak e Hanesian, 1980).

A organização dos conceitos, ou itens a serem explorados por um conteúdo letivo, é fundamental ao êxito de sua assimilação significativa, colaborando na satisfação do primeiro requisito e facilitando no respeito da primeira hipótese da TAS. O emprego da técnica conhecida como Mapa Conceitual facilita essa organização, suportando todos os pressupostos da TAS e preparando os conceitos envolvidos em seus relacionamentos e hierarquias existentes.

A elaboração desse mapa promove a definição de sequências instrutivas hierarquicamente coerentes, fornecendo uma representação diagramática de fácil compreensão e manipulação das estruturas conceituais envolvidas, além da visão integrada do assunto abordado (Novak, 1998).

Geralmente, a elaboração do mapa conceitual é feita por especialistas responsáveis pelo ensino-aprendizagem de um determinado conteúdo (disciplina), sendo no mapa representada a expectativa de aprendizagem dos estudantes, além de seu compartilhamento entre todos os envolvidos no processo educacional. Esse compartilhamento é ampliado com a proposta de efetuar a apren-

dizagem significativa na disciplina de bioquímica, envolvendo a tecnologia do Sistema Tutor Inteligente conhecido como SAE (Sistema de Apoio Educacional).

Este software educacional (SAE) precisa do mapa conceitual para "aprender" como a disciplina está organizada e poder acompanhá-la empregando seus recursos interativos e 'inteligentes' para auxiliar os estudantes a alcançarem a aprendizagem significativa em cada um de seus conceitos ou itens letivos que constituem a disciplina de bioquímica e estão representados no mapa conceitual.

16.2.2. Sistema Tutor Inteligente (STI)

O tipo de software educacional conhecido como Sistema Tutor Inteligente surgiu nos anos 70 e vem evoluindo para atender às demandas educacionais em consonância com os avanços tecnológicos que vão se sucedendo com o passar dos anos.

Carbonell (1970) formaliza sua proposta de arquitetura inicial para um software educacional que atuaria como tutor individual de cada estudante que o utilizasse. Esta arquitetura operaria somente na perspectiva do ensino, não se preocupando com aspectos relativos à aprendizagem, que demanda de acompanhamento contínuo e individual dos aprendizes.

A arquitetura do STI é modular, sendo a mais tradicional constituída de quatro módulos principais, além de seu mecanismo de controle. Esse tipo de sistema computacional é baseado em conhecimento e emprega técnicas provenientes da Inteligência Artificial, a fim realizar análises e efetuar inferências sobre as diferentes informações que são obtidas em seus módulos (Carbonell, 1970).

No primeiro módulo, geralmente, é empregado algum tipo de estruturação mais formal proveniente de métodos e técnicas da Inteligência Artificial para organizar, adequadamente, os conteúdos que fazem parte do domínio a ser trabalhado no processo de ensino. Este módulo é identificado na arquitetura do STI como módulo do Domínio e é elaborado de maneira independente de sua forma de manipulação.

Um outro módulo que compõe esta arquitetura é identificado como módulo Aprendiz, que representa os estudantes que são usuários do STI. Por meio desse módulo é realizada a modelagem do aluno envolvendo seus dados pessoais mais estáticos (cadastrais), assim como os dados dinâmicos originários das interações realizadas pelo estudante sobre o módulo do Domínio (conteúdo de estudo).

O módulo Pedagógico também faz parte dessa arquitetura mais tradicional, sendo ele responsável pela atuação desse software educacional como um tutor artificial que auxilia o aprendiz a efetuar uma interação mais bem direcionada para alcançar a aprendizagem desejada. A situação da aprendizagem de cada estudante é averiguada pelo mecanismo de controle que age guiando a interação entre os três módulos apresentados (Domínio, Aprendiz e Pedagógico), a fim de inferir o estado cognitivo de cada aprendiz e direcioná-lo a percorrer um caminho de estudo coerente com as definições da metodologia previamente definida no módulo Pedagógico.

O último módulo da arquitetura tradicional do STI corresponde a sua interface. Por meio dela o estudante poderá utilizar o STI de maneira ágil e segura, caso tenha sido projetada de maneira adequada à realidade de seus usuários. A falta de cuidado com a elaboração desse módulo promove maior dificuldade no uso do STI, a aplicação de esforço cognitivo desnecessário ao estudante para a utilização desse software educacional e a possível insatisfação e repulsa do recurso tecnológico desenvolvido para ajudá-lo nos desafios inerentes aos processos educacionais. A figura 16.1 ilustra esta arquitetura.

Figura 16.1. Representação da arquitetura mais tradicional do STI.

Fonte: Rissoli, 2007.

A elaboração da modelagem individual de cada estudante no módulo Aprendiz corresponde a uma das principais tarefas do STI que também emprega o seu mecanismo de controle nessa construção personalizada do perfil individual de seus aprendizes. Essa modelagem acontece desde o início da interação do aprendiz que segue conhecendo os conteúdos disponíveis no módulo do Domínio e, usualmente, resolvendo atividades propostas pelo sistema, enquanto que o STI também prossegue conhecendo melhor a situação de cada aprendiz.

As atividades que podem ser propostas pelo STI possuem complexidades coerentes à situação de aprendizagem detectada pelo sistema e contribuem, significativamente, com a elaboração da modelagem mais dinâmica dos alunos, conforme sejam as suas soluções propostas. À medida que cada estudante demonstra compreender os conteúdos disponíveis no módulo do Domínio, o próprio STI utiliza de seus "saberes", implementados no módulo Pedagógico, geralmente, por meio de uma base de conhecimento constituída por um conjunto de regras de produção (se... então). Tudo isso para possibilitar a promoção de cada aprendiz a seu nível de interação adequado com o STI, respeitando a situação de aprendizagem apurada para cada estudante, a fim desse software educacional continuar oferecendo desafios compatíveis com o estado cognitivo que foi inferido dos aprendizes.

As arquiteturas mais modernas dos STIs geralmente potencializam os processamentos efetuados por seus módulos tradicionais, lhes implementando novas funcionalidades, além de também poderem integrar novos módulos a essa sua arquitetura e criar outros perfis de usuários que participam do processo educacional (docentes, coordenadores pedagógicos e diretores). Essas modificações acontecem de acordo com as necessidades dos conteúdos que serão estudados e as metodologias educacionais que sejam mais adequadas ao processo educacional de cada área de conhecimento. A preocupação com a situação de aprendizagem dos estudantes, e não só com o processo de ensino, assim como o acompanhamento detalhado das ações e interações realizadas por seus possíveis usuários diferentes também correspondem à evolução dos STIs.

Uma classificação proposta por Pinto, Rocha e Santos (1995) procurou identificar essas diferenças marcantes que passaram a estar mais presentes nos novos STIs. Este tipo de software educacional que possui, normalmente, só o aprendiz como usuário e está mais focado na tutoria dos aprendizes, pertence à categoria dos Tutores Artificiais. Os STIs que possuem outros tipos de usuário, além dos aprendizes, e fornecem recursos para o acompanhamento da evolução da aprendizagem de seus estudantes, são categorizados como Assistentes Artificiais e oferecem assistência pedagógica coerente ao processo educacional, contemplando os aspectos relativos ao ensino e também à aprendizagem de cada estudante.

Yacef (2002), atribui características mais específicas aos STIs classificados como Assistentes Artificiais, denominando-os de *Intelligent Teaching Assistant* (ITA). Para esta autora o ITA possui mais recursos de assistência à aprendizagem dos estudantes, além da participação dos docentes como seus novos usuários. Estes novos usuários colaborariam com o direcionamento da atuação do STI e na consolidação de sua "inteligência", contribuindo, ainda, com a superação da principal dificuldade desse tipo de software educacional que é a captação de dados difíceis de serem obtidos pelas interfaces tecnológicas disponíveis atualmente.

Em contrapartida, o ITA compartilha informações da modelagem dos alunos em tempo real com seus respectivos professores, a fim de lhes fornecer acompanhamento mais detalhado sobre as interações com os aprendizes, podendo, assim, refletir com mais segurança para a tomada de decisões estratégicas quanto às ações e posturas educacionais mais coerentes à melhor assimilação dos aprendizes.

Diante das características do ensino em bioquímica, a integração da tecnologia do ITA para as ações educacionais do docente possibilitaria um apoio significativo ao estudo em sala de aula e extraclasse, empregando tecnologia capaz de propiciar interação contínua no auxílio da assimilação de conteúdos mais teóricos, assim como em representações e simulações de ações práticas e cotidianas à realidade profissional. Essa situação não substituiria atividades como a visita em laboratórios ou estágios mais profissionalizantes, mas contribuiria em preparar melhor os aprendizes para tais situações no âmbito de seu processo educacional e também profissional.

Essa realidade propiciaria então um processo educacional mais ativo, comprometido com os conteúdos teóricos e a sua aplicação mais prática, promovendo as habilidades essenciais aos futuros profissionais e motivando os estudantes da área da Saúde.

Consciente dessas possibilidades, e planejando a realização de uma experiência letiva numa turma de graduação na disciplina de Bioquímica, foi empregado o STI/ITA conhecido como SAE (Sistema de Apoio Educacional). Este software educacional possibilita a utilização de várias metodologias educacionais, tendo sido concebido a partir da metodologia da Aprendizagem Significativa. Entre os diversos recursos oferecidos por este ITA, o fator relevante para sua adoção se baseou nas possibilidades de acompanhamento personalizado de cada estudante e na capacidade do SAE prover orientação pedagógica condizente com a situação de aprendizagem de cada estudante sobre os conteúdos específicos que formam uma disciplina, tendo sido elaborado o seu mapa conceitual.

16.3. Acompanhamento Personalizado com Lógica Fuzzy

A atividade de acompanhamento individual da situação de aprendizagem de cada estudante é fundamental em um processo educacional de qualidade. Porém, sua realização na educação nacional é um desafio, pois a postura governamental de educação em "massa", geralmente, envolve um volume elevado de estudantes por professor, dificultando a personalização do processo.

No entanto, envolver ao menos uma metodologia educacional promove a melhor organização dos conteúdos letivos e a preparação prévia de posturas didático-pedagógicas que serão coerentes aos objetivos almejados por uma disciplina.

A combinação da metodologia mais adequada para o sucesso da disciplina, com os recursos tecnológicos que lhe sejam coerentes, pode viabilizar essa personalização. O SAE reconhece essa possibilidade e propõe em suas ações a personalização do ensino que almeje a aprendizagem dos estudantes como indicativo de sucesso. Por isso tem a capacidade de assimilar várias metodologias educacionais em sua arquitetura e vincular as possíveis orientações condizentes às suas posturas pedagógicas com a disciplina que a utilizará (Barbosa et al, 2012).

Sintonizado com essa combinação o SAE ainda emprega uma lógica multivalorada, capaz de realizar um processo de inferência mais realista com a situação de aprendizagem de cada estudante sobre os diferentes tópicos ou conceitos que formem um conteúdo disciplinar completo.

O SAE exige a elaboração de um mapa conceitual da disciplina que será assistida por ele, a fim de conseguir "aprender" qual a organização hierárquica existente entre os conceitos ou tópicos de estudos relevantes deste conteúdo disciplinar, além de seus possíveis relacionamentos.

Essas ações iniciais são fundamentais ao uso desse ITA e possibilita a construção do "raciocínio inteligente" do SAE na efetivação do ensino-aprendizagem personalizado de seus estudantes, além do acompanhamento contínuo dos docentes.

16.3.1. Lógica Fuzzy

O processo educacional, naturalmente, envolve muitos dados e informações, sendo uma das características inerentes das informações a quantidade de incerteza e imprecisão. Mesmo quando a informação é utilizada por seres humanos essa imprecisão está presente. Diante dessa realidade, se constata que o processo de inferência sobre as informações também estará incompleto, uma vez que se baseará em conhecimento incerto e impreciso.

Reconhecendo essa característica das informações e objetivando fornecer um raciocínio mais próximo ao que seria elaborado pelo ser humano, o SAE emprega a Lógica Fuzzy como recurso a ser utilizado na inferência sobre as informações relacionadas à averiguação do estado cognitivo de cada aprendiz.

A Lógica Fuzzy utiliza a Teoria dos Conjuntos Fuzzy para melhor representar o raciocínio humano, procurando relacionar a linguística e a inteligência humana, uma vez que vários conceitos são melhores definidos por palavras do que por números (Zadeh, 1979).

Essa lógica multivalorada fornece modelos matemáticos nos quais o conceito de "vago" pode ser tratado de maneira mais rigorosa, no qual a noção básica de pertinência de um elemento a um conjunto é modificada. Essa mudança permite a um elemento de um conjunto base

pertencer ainda a um conjunto fuzzy com certo grau de pertinência, sendo este grau obtido por uma função de pertinência que varia no intervalo [0,1] (Klir e Yuan, 1995).

A proposta inicial do SAE integrava a metodologia originária da TAS (metodologia da Aprendizagem Significativa) com uma forma de acompanhamento mais realista e rica em detalhes, obtidos pela aplicação da Lógica Fuzzy em vários de seus processamentos e inferências. A disponibilização dos recursos provenientes dessa combinação (TAS e Fuzzy) ocorreu através da implementação em software de uma extensão da arquitetura tradicional dos STIs, atendendo ainda as características de implementação de um ITA (Rissoli, 2007).

Essa utilização da Lógica Fuzzy, aliada à TAS, almejava detectar comportamentos observáveis do aprendiz sobre o conteúdo em estudo e as atividades de aprendizagem que ele realizava, independente de serem em sala de aula ou em períodos extraclasse. O SAE está disponível na Internet e pode ser usado em qualquer horário e local em que seja possível o acesso à rede mundial de computadores.

Alguns dados relacionados ao comportamento observável dos estudantes são capturados durante as interações deles com o ambiente virtual do SAE, sendo estes armazenados no módulo Aprendiz. Estes registros são responsáveis pela formação da base de conhecimento que o SAE utiliza para apurar os esforços e resultados obtidos por cada estudante.

A inferência realizada sobre essa base de conhecimento emprega a Lógica Fuzzy para "raciocinar" sobre a situação de aprendizagem dos estudantes e lhes fornecer orientação sobre as ações mais coerentes e sintonizadas com sua aprendizagem. O motor desta inferência é baseado no mapa conceitual elaborado para o conteúdo letivo da disciplina. Esse mapa conceitual geralmente é elaborado por uma equipe multidisciplinar, formada por especialistas em Educação, Matemática, Informática e os docentes da disciplina que usará o SAE. No projeto que está sendo descrito neste capítulo um docente de bioquímica fez parte da equipe que colaborou na preparação do SAE para tornar-se assistente virtual de uma turma de bioquímica.

A elaboração desse mapa permitiu a organização das regras de produção que formam a base de conhecimento do SAE e as orientações pedagógicas que auxiliam os estudantes em sua aprendizagem significativa, além de possibilitar assistência coerente para as decisões que possam ser necessárias ao docente da turma (Silva, Silva e Rissoli, 2013).

As regras de produção disponíveis nessa base de conhecimento utilizam os termos linguísticos e as funções de pertinência condizentes com as expectativas de aprendizagem definidas pela equipe multidisciplinar.

Duas variáveis linguísticas foram definidas no SAE para acompanhar os comportamentos observáveis dos estudantes de bioquímica, sendo elas relevantes para averiguação da aprendizagem significativa de cada estudante. Estas variáveis foram esforço (quantidade e recurso do ambiente utilizado) e desempenho (resultados obtidos na interação com o SAE), ambas fundamentadas em suas respectivas apurações. Por meio dessas variáveis é possível inferir o valor do Significado Psicológico da TAS, evidenciando a aquisição de conceitos na estrutura cognitiva do aprendiz.

A definição destas funções de pertinência, vinculadas aos termos linguísticos e ao resultado satisfatório da aprendizagem, permite a identificação mais realista da situação cognitiva da aprendizagem dos estudantes em cada tópico ou conceito que compõe o conteúdo da disciplina a ser aprendida e que está organizada no mapa conceitual. Isso ocorre por meio do cálculo do grau de pertinência sobre os resultados obtidos em cada tópico, sendo estes elementos (valores dos graus) reunidos em um conjunto fuzzy que representa a aprendizagem, ou seja, torna o Significado Lógico em Significado Psicológico na TAS, por tópico de estudo da disciplina.

Cada um dos elementos que formam o conjunto fuzzy é definido a partir do mapa conceitual, sendo decididos os seus valores de cortes mínimos para o prosseguimento em seu tópico subsequente, até a assimilação satisfatória de todos os tópicos ou conceitos de estudo indicados no mapa conceitual.

Com base nos resultados e inferências, o SAE indica recursos de estudo e fornece orientações pedagógicas coerentes ao caminho de aprendizagem mais eficiente para cada estudante, sendo o docente e o assistente virtual responsáveis por guiar tal aprendizagem (Nunes, Santos e Rissoli, 2018).

Para melhor esclarecer as inferências e o uso da base de conhecimento do SAE são apresentados os termos linguísticos que estão associados as duas variáveis linguísticas envolvidas com a utilização desse ITA para a disciplina de bioquímica. Os termos linguísticos para a variável esforço (V) são baixo, médio e alto, enquanto que os termos linguísticos para a variável desempenho (U) são fraco, razoável e bom.

As funções de pertinência relacionadas a cada termo linguístico vão sendo aplicadas para cada um dos tópicos de estudo, a fim de identificar qual o termo que será atribuído para cada uma de suas respectivas variáveis linguísticas na averiguação da situação de aprendizagem em cada um desses tópicos ou conceitos pertencentes ao conteúdo de estudo da disciplina. A figura 16.2 ilustra essa apuração fuzzy envolvendo as variáveis e os termos linguísticos.

Figura 16.2. Ilustração do processo de inferência fuzzy realizado pelo SAE.

A apuração dos termos linguísticos, para cada uma das variáveis linguísticas, e em cada um dos tópicos de estudo, possibilita o uso da base de conhecimento do SAE através do acionamento das regras de produção adequadas, que neste assistente virtual, correspondem a proposições condicionais não qualificadas (se... então) e são associadas à realização da inferência fuzzy. A figura 16.3 ilustra uma proposição condicional não qualificada, apresentando a sua parte antecedente, em que a proposição é verificada, e a parte consequente, que indica o que estará sendo apurado ou realizado, caso a antecedente seja confirmada.

Figura 16.3. Ilustração representando uma proposição condicional não qualificada.

SE ((***esforço*** = alto) *E* (***desempenho*** = fraco) *ENTÃO*] – **ANTECENDENTE**

Situação da aprendizagem = INSATISFATÓRIA com orientação de

⇨ Revisar o material instrucional desse tópico do conteúdo

⇨ Resolver questões interativas no SAE nesse tópico do conteúdo

] – **CONSEQUENTE**

Esta capacidade de adaptação para as particularidades de cada aprendiz que acontece no processo de inferência, confere ao SAE características de "inteligência", lhe possibilitando "raciocinar" sobre seus dados armazenados em diferentes módulos e inferir uma nova informação ("conhecimento") sobre a atual situação cognitiva do estudante. Similar ao ser humano, este software educacional fornecerá orientação de quais atividades interativas cada aprendiz deverá realizar e sobre qual tópico ou conceito do conteúdo de estudo que ele deverá dedicar mais atenção em seu atual momento de aprendizagem.

Diante deste "raciocínio", o SAE se torna capaz de "aprender", cada vez mais, com as novas interações dos estudantes, atualizando assim seu "conhecimento" sobre o estado cognitivo de cada um deles, além de também auxiliá-los no ensino com recomendações de mais estudo em tópicos específicos dos conteúdos que estão disponíveis em seu módulo do Domínio. Quanto ao professor, o SAE também o assiste em suas ações e contribui com informações adequadas sobre a realidade de cada um de seus alunos, além de fornecer dados e indicações das posturas docentes no uso dos recursos oferecidos pelo próprio SAE, possibilitando ainda uma análise comparativa com outros colegas docentes que também estejam lecionando a mesma disciplina.

Ao diretor desses docentes o SAE ainda compartilha os dados detalhados referentes a cada um dos respectivos aprendizes, além daqueles que permitem acompanhar cada um dos professores que estão sob sua responsabilidade. As ações que esses docentes têm realizado e indicadores de seus esforços, além dos esforços e desempenhos alcançados por suas respectivas turmas também são apresentados ao diretor.

Com o apoio do SAE e a mediação docente, cada estudante poderá obter resultado satisfatório em cada tópico de estudo existente em um conteúdo disciplinar, de forma a constituir um conjunto fuzzy "completo", que contém todos os conceitos indicados no mapa conceitual para serem acompanhados. Essa situação é possível pela integração estabelecida na implementação do SAE entre o mapa conceitual e a Lógica Fuzzy. Este conjunto é dito "completo" porque possui acompanhamento efetivo sobre cada tópico ou conceito relevante existente no mapa conceitual.

Com a expectativa de mensurar um resultado único sobre a situação da aprendizagem significativa, efetivada por qualquer aprendiz sobre alguma disciplina, é calculado o grau de disparo sobre o conjunto fuzzy "completo" que confere ao aprendiz, e mostra ao seu docente e até ao diretor, a indicação do índice significativo que corresponde a um valor de confiança sobre quanto o SAE infere que tal aprendizagem foi significativa para cada aprendiz (Rissoli e Giraffa, 2006).

Este cálculo do grau de disparo é realizado sobre um conjunto fuzzy que corresponde aos graus de pertinência referentes ao Significado Psicológico apurado por tópico ou conceito pertencente ao conteúdo de estudo presente no mapa conceitual. Após este cálculo, seu resultado é comparado ao valor de corte mínimo que confirma o nível de assimilação significativa que o SAE infere ter acontecido durante o período de estudo de cada aprendiz.

A combinação da Lógica Fuzzy com alguns dos pressupostos da TAS, envolvendo os mapas conceituas na organização de conteúdos letivos em disciplinas escolares, fornece uma nova possibilidade de acompanhamento da aprendizagem estudantil, sendo inovadora na implementação da tecnologia ITA para auxiliar estudantes de bioquímica.

Algumas pesquisas têm investigado a contribuição da Lógica Fuzzy em processos educacionais, sendo destacado, no projeto descrito neste capítulo, a afirmação de Malvezzi, Mourão e Bressan (2010) que consideram que o uso dessa lógica lhes possibilitou "materializar algo tão abstrato que é o nível de evolução da aprendizagem do estudante", o que colaborou com as possibilidades de ações condizentes com a melhoria do processo educacional.

Diante do desafio de lecionar a disciplina Bioquímica, para estudantes de diferentes cursos da área da Saúde, foram definidos os conceitos relevantes que estariam em seu mapa conceitual, respeitando ainda os objetivos previstos em seu Plano de Ensino.

16.4. Experimento

A realização de um experimento em uma turma semestral de graduação na disciplina Bioquímica, oferecida no primeiro período letivo dos cursos da área da Saúde, aconteceu em uma universidade brasileira.

A carga horária dessa disciplina é de 60 horas no semestre, tendo como ementa:

- Água;
- Biomoléculas;
- Enzimas, coenzimas e cinética enzimática;
- Principais vias metabólicas;
- Metabolismo dos carboidratos, lipídios e proteínas;
- Integração das vias metabólicas.

Por se tratar de uma disciplina que pertence ao ciclo básico de conteúdos estudados pela maioria dos cursos de graduação na área da Saúde, as características heterogêneas estavam presentes entre os 49 estudantes matriculados (Nutrição, Fisioterapia, Enfermagem, Odontologia, Biomedicina e Farmácia), sendo, praticamente, 25% do sexo masculino e 75% do feminino.

As aulas aconteciam no período da manhã e estavam planejadas para terem 25% de sua carga horária semestral em laboratório. Seu docente participou de um curso de extensão universitária, antes do experimento, que abordava, principalmente, questões metodológicas e tecnologias de apoio educacional.

Inicialmente, a equipe multidisciplinar, que já incluía o docente de bioquímica, definiu o mapa conceitual da disciplina, que foi baseado na ementa apresentada anteriormente. Alguns outros dados relativos à disciplina e às atividades envolvendo o SAE também foram definidas como metadados, por exemplo, a quantidade de atividades interessantes ao assistente virtual para sugerir aos aprendizes, quantidade de questões interativas a serem disponibilizadas pelo professor ao SAE, o nível do índice de aprendizagem significativa esperado em cada conteúdo para ser considerado satisfatório entre outros dados mais operacionais.

Na segunda semana de aula os estudantes da turma foram apresentados ao SAE pelo seu professor e a partir desse momento o acompanhamento da aprendizagem também passou a contar com o apoio desse software educacional (SAE). Com isso, cada estudante poderia interagir com o SAE no período da aula ou fora dela para alcançar a situação de aprendizagem satisfatória nos conteúdos de estudo da disciplina.

De acordo com a utilização do SAE por cada estudante, o sistema prosseguia conhecendo-o mais e fornecendo orientação pedagógica coerente para as suas próximas ações. Essa orientação objetivava facilitar a aprendizagem significativa, indicando caminhos mais condizentes com o perfil e a situação da aprendizagem de cada estudante que foi detectada pelo SAE.

A orientação fornecida por este assistente artificial (SAE) era baseada na constatação dos termos linguísticos atribuídos às variáveis linguísticas de esforço e desempenho, indicando para cada conceito ou tópico do mapa conceitual a situação da aprendizagem dos estudantes. Entre os

possíveis termos linguísticos a serem atribuídos para cada uma dessas variáveis era apurado o mais adequado através da aplicação da operação de máximo, caracterizada na Teoria dos Conjuntos Fuzzy como uma S-norma (Klir e Yuan, 1995). Essa apuração ocorria sobre os respectivos graus de pertinência que formavam o conjunto fuzzy relativo ao Significado Psicológico que cada aprendiz iria alcançando nos tópicos ou conceitos previstos no mapa conceitual.

Somente quando o aprendiz obtivesse todos os elementos relativos a esse conjunto fuzzy, específico para cada disciplina acompanhada pelo SAE, seria possível calcular o índice de aprendizagem significativo dos estudantes na disciplina. Esse índice mostra o fator de confiança que o SAE apresenta sobre a aprendizagem de cada estudante ter sido significativa na disciplina, considerando todos os tópicos ou conceitos indicados no mapa conceitual.

16.5. Resultados

A realização dessa experiência na disciplina Bioquímica possibilitou o acompanhamento personalizado de seu processo educacional, sendo efetuado de maneira contínua durante todo o semestre letivo através dos encontros presenciais, indicados no plano de ensino, e das tecnologias envolvidas nas atividades da turma.

Com a participação do docente e dos discentes, além das interações ocasionais com a equipe multidisciplinar, o período letivo foi encerrado e os estudantes foram convidados a participar de uma pesquisa. Nessa pesquisa foi solicitada a opinião de cada discentes sobre as características da disciplina lecionada nessa turma experimental, os aspectos metodológicos observados e os recursos tecnológicos de apoio ao processo educacional.

Dezenove (19) estudantes da turma (38,7%) participaram da pesquisa que correspondeu a uma amostragem casual simples, com margem de erro de 18% para um nível de confiança de 95%. Todos os participantes da pesquisa indicaram aspectos positivos, quando questionados do porquê os recursos tecnológicos foram importantes para sua aprendizagem. Algumas das respostas fornecidas em poucas palavras, como solicitava o questionamento da pesquisa, são transcritas a seguir:

"Pois é uma forma mais fácil de aprender."

"Foram uteis por proporcionar questões para treinamento e informações rápidas sobre o seu desempenho."

"A lista de exercícios do SAE foi de grande importância, fortalecendo o que o professor ensinou em sala."

"O SAE me disponibilizou um leque de perguntas relacionadas a bioquímica, fazendo assim um estudo muito agradável e bastante produtivo."

"Pois a partir destes a fixação do conteúdo não se tornou difícil."

"Me ajudou a fixar o conteúdo estudado nos livros."

"As questões do SAE, ajudavam a fixar melhor o que foi trabalhado e ensinado em sala de uma forma menos complexa."

"Foi de extrema importância para o aprendizado e facilitou muito o mesmo."

Quase 80% desses estudantes (15), que participaram da pesquisa, afirmaram que estavam em sua primeira experiência com recursos tecnológicos mais comuns ao ensino a distância. Entre todos os recursos tecnológicos utilizados como apoio para a aprendizagem dessa turma, a resolução de questões no SAE foi apontada por 15 discentes (78,9%) como o recurso mais significativo para sua assimilação, estando a orientação pedagógica do SAE como o segundo mais significativo com 42,1% (8 indicações).

É interessante observar que 100% dos participantes da pesquisa dizem que o SAE colaborou no estudo e na aprendizagem, embora 3 estudantes (15,8%) tenham dito que não conheceram a MInA no SAE.

A MInA é o agente pedagógico animado que foi implementado no SAE para fornecer a orientação pedagógica de forma mais lúdica e agradável, procurando ser mais significativa, envolvendo aspectos emotivos na interação com o aprendiz através da arte milenar japonesa do Mangá. A figura 16.4 apresenta as características gráficas e antropomórficas do agente MInA (Rissoli e Santos, 2013).

Figura 16.4. Modelo gráfico do agente MInA e a ilustração de algumas de suas animações.

Fonte: Rissoli e Santos, 2013.

O nome desse agente corresponde ao acrônimo de Módulo de Interface Animado (MInA). Assim, os estudantes que relatam não ter conhecido este agente indicam que não usaram o módulo de orientação do SAE. No entanto, todos estes afirmam que o emprego de recursos animados colaboraria com o processo educacional.

Dentre todos os estudantes que usaram a MInA pouco mais de 84% relatam que este agente os ajudou ou motivou na seara da aprendizagem em bioquímica, no qual pouco mais de 81% informam que já seguiram as orientações fornecidas pelo agente.

Quando a pesquisa indaga todos os participantes quanto ao fechamento do acompanhamento do SAE na disciplina, chegando ao conjunto fuzzy "completo", com todos os elementos desse conjunto alcançando a aprendizagem satisfatória (Significado Psicológico), quase 74% confirmam terem conseguido.

Alguns aspectos também permitem averiguar a maior participação dos estudantes na disciplina (16), com pouco mais de 84% classificando a sua própria participação como ótima (15,8%) ou boa (68,4%). Somente 3 alunos (15,8%) classificaram a própria participação como tendo sido pouca. Quase 95% (18) relata que o docente usou muito os recursos tecnológicos na disciplina e 100% (19) dos discentes asseveram que o professor está usando uma metodologia educacional na condução da disciplina. Na observação da participação dos colegas quase 69% (13) a identifica como mais interessante, sendo pouco mais de 5% ótima e 63% boa, enquanto que mais de 26% (5) classifica essa participação como pouca e 5,3% como fraca.

Quando os alunos participantes dessa pesquisa são questionados se a disciplina teria atendido as suas expectativas iniciais, 17 dizem que sim (89,5%) e estes ainda afirmam que a indicariam para outros colegas cursarem na forma em que está organizada (praticamente 90%). Algumas dessas afirmações estão transcritas a seguir como depoimentos dos estudantes que passaram por este experimento:

"Indicaria, pois é um meio de estudo diferenciado e auxilia aqueles com mais dificuldades."

"A disciplina tem muito a acrescentar em qualquer área da saúde, além disso os recursos usados são ótimos, ajudam a entender melhor a disciplina e seus conteúdos."

"Os meios tecnológicos que universidade oferece ajudam e muito o aluno, é um recurso ótimo, para quem tá começando."

"Pois é mais fácil aprender a disciplina com esses recursos tecnológicos de apoio."

"Indicaria pelo fato de que a matéria nos ensina muito e coisas fundamentais para nossa evolução nos cursos da área de saúde."

"Foi de extrema relevância me ajudou a tirar dúvidas, foi muito mais além daquilo que podia esperar me deu uma percepção em relação ao meu desempenho, considero que pode estimular e ajudar muito naquilo que é de extrema importância o conhecimento..."

"pois estes recursos tecnológicos ajudam na compreensão do conteúdo trabalhado em sala de aula."

"Porque o SAE me ajudou muito a entender bioquímica."

O relato do docente também indica sua motivação com estes resultados, pois observa o maior interesse dos estudantes e solicita que o SAE seja utilizado novamente no próximo semestre letivo em sua turma de bioquímica.

16.6. Considerações Finais

Os desafios relacionados aos processos educacionais atuais são imensos, mas o aparato metodológico e tecnológico oferece alternativas condizentes para suplantá-los, inclusive, promovendo o avanço nas habilidades dos aprendizes e inovando técnicas, métodos e tecnologias para atender às demandas da sociedade.

A proposta apresentada neste capítulo, e seu experimento, retratam essas possibilidades, contribuindo com o reconhecimento de que é possível combinar recursos e metodologias para se alcançar resultados satisfatórios de maneira mais agradável aos participantes de um processo educacional.

No experimento de uma disciplina de bioquímica as dificuldades indicadas no início do capítulo estavam presentes, mas foram analisadas, a fim de se encontrar uma conduta metodológica condizente com os objetivos da disciplina e a superação das realidades anteriormente apuradas. Assim, surgiu a proposta metodológica que aliava uma forma de acompanhamento personalizada, com um software educacional que pudesse atender a esta metodologia.

Essa melhor preparação possibilitou a criação de um novo ambiente educacional, que possuía novidades, em relação ao anterior mais tradicional, e permitia a maior autonomia dos aprendizes, que eram acompanhados pelo assistente artificial (SAE) e o docente. Além disso, este ambiente oferecia a oportunidade de estudo mais interativo no período disponível dos estudantes, respeitando ainda o ritmo de aprendizagem de cada um.

O retorno ágil e a proposição de atividades de reflexão ou simulação profissional estimulava o raciocínio do aprendiz, combinando o conhecimento teórico com a sua aplicação prática. Os aspectos lúdicos nas orientações fornecidas pela MInA ilustravam a situação momentânea da aprendizagem do estudante, que poderiam ser observadas também pelo docente. De acordo com a metodologia adotada, o docente poderia propor atividades que desafiassem o aprendiz a se superar e alcançar o êxito em cada tópico ou conceito do conteúdo disciplinar que precisava ser assimilado.

No entanto, é importante salientar para a necessidade da personalização nos processos educacionais, nos quais flexibilizações metodológicas e de tecnologias possam ser necessárias às características particulares de cada turma. Por exemplo, para esta turma que foi experimental 31,5% (6) dos estudantes que participaram da pesquisa disseram estar insatisfeitos com algo que aconteceu durante o semestre letivo. Dois estudantes (10,5%) também disseram que não indicariam para um colega fazer esta disciplina como foi organizada.

Investigar as possíveis situações adversas para a contínua evolução e o fornecimento de melhores esclarecimentos aos discentes, assim como, para a possível preparação mais adequada do ambiente letivo ou do docente, são fundamentais ao êxito educacional. Por isso, a equipe multidisciplinar foi averiguar os dois casos em que os discentes não indicariam a disciplina para um colega cursar. Foi verificado que um deles estava criticando outra disciplina do ciclo básico da instituição de ensino superior em que aconteceu o experimento ("Não indicaria para ninguém fazer a disciplina IES, pois a mesma é ministrada de forma errada..."), enquanto o outro caso demonstrava existir alguma dificuldade do estudante usar alguns dos sistemas computacionais utilizados pela disciplina.

Assim, a melhor preparação para o suporte tecnológico precisará ser adequada a esta nova realidade que terá a disciplina de bioquímica sendo lecionada nesse novo formato no próximo semestre, conforme solicitou o seu docente.

A principal contribuição compartilhada com os estudos e relatos contidos neste capítulo procuram fortalecer o entendimento de que a combinação dos recursos metodológicos e tecnológicos podem promover um processo educacional mais ativo, interessante e capaz de tratar as necessidades de assimilação teórica, de maneira mais interativa e estimulante para todos os envolvidos, englobando a prática com tecnologias coerentes.

No entanto, a melhor preparação dos agentes humanos e a consciência dos objetivos almejados para um conteúdo letivo são fundamentais para que essa combinação possa produzir os resultados esperados, mantendo, assim, uma sintonia com as necessidades profissionais e as demandas da sociedade.

Dessa forma, o desafio da melhoria do processo educacional em bioquímica pôde ser alcançado, pois através do reconhecimento da importância da aprendizagem ser significativa aos estudantes da área da Saúde, foi possível propiciar um novo ambiente de aprendizagem, envolvendo tecnologias coerentes e interativas para alcançar os resultados esperados, simulando as ações que seriam realizadas por seres humanos no trato das situações de aprendizagem. Essa simulação conferiria 'inteligência' ao software educacional de apoio à aprendizagem significativa em bioquímica, promovendo o enriquecimento na efetivação de seu processo educacional contínuo e respeitando as particularidades de cada aprendiz.

A experimentação realizada nessa pesquisa sobre a disciplina Bioquímica possibilitou mostrar o nível acentuado de satisfação dos envolvidos em seu processo educacional, reconhecendo aspectos motivacionais e de assimilação mais eficientes à formação do aprendiz da área da Saúde, por meio da combinação adequada de metodologias educacionais coerentes e das tecnologias 'inteligentes'.

Agradecimentos

Este estudo não teria sido possível sem a participação de todos os estudantes, professores e monitores que contribuíram, significativamente, no acompanhamento dos processos educacionais envolvendo as duas instituições de ensino superior (UnB/FGA e UCB), que confiaram em seus pesquisadores e na proposta de investigação de tecnologias inovadoras aplicadas no ensino-aprendizagem na área da Saúde. Além dos recursos fornecidos pela UnB/FGA e pela UCB, a Fundação de Apoio à Pesquisa do Distrito Federal (FAPDF) também contribuiu com a realização dessa pesquisa, que atualmente possui o Centro de Educação a Distância (CEAD) da UnB e o NAEEd trabalhando na evolução do SAE e de metodologias educacionais mais interativas.

Assim, agradecemos a participação de todos, e de maneira muito especial, a Deus pela oportunidade de podermos efetuar este estudo e compartilhá-lo com pessoas interessadas em construir um mundo cada vez melhor, confiando na educação que transforma a todos e promove o avanço mais seguro da sociedade.

Referências

Albuquerque M. A. C.; Amorim A. H.C.; Rocha J.R.C.F.; Silveira L. M. F. G.; e Neri D. F. M. (2012) Bioquímica como Sinônimo de Ensino, Pesquisa e Extensão: um Relato de Experiência. Revista Brasileira de Educação Médica. 36(1): 137-142.

Ausubel, D. P. (2000) The acquisition and retention of knowledge: A cognitive view. Dordrecht: Kluwer Academic.

Ausubel, D. P.; Novak, J. D. e Hanesian, H. (1980) Psicologia Educacional. Rio de Janeiro: Editora Interamericana.

Barbosa, K. C. A.; Neves, K. A. F.; Martins, J. P. e Rissoli, V. R. V. (2012) Um Assistente Virtual Inteligente Dirigido por Várias Metodologias Educacionais no Ensino em Informática. In: Simpósio Brasileiro de Informática na Educação. Rio de Janeiro - RJ.

Campbell, J. e Leathard, H. (2008) Nurses' knowledge of biological and related science. NT Research, 5(5): 372-380.

Carbonell, J. R. (1970) AI and CAI: an artificial intelligent approach to computer- assisted instruction. IEEE Transactions on Man-Machine Systems, New York, 11(4): 190-202.

Garrido R. G.; Araújo, F. O.; Oliveira, T. H.; Garrido, F. S. R. G. (2010) O lugar da Bioquímica no processo de cuidar: visão de graduandos em Enfermagem. Revista Brasileira de Ensino em Bioquímica e Biologia Molecular. 8 (1): 30-35.

Gee, J. P. (2008) What video games have to teach us about learning and literacy, revised and updated. Basingstoke: Palgrave Macmillan.

Klir, J. e Yuan, B. (1995) "Fuzzy sets and fuzzy Logic - theory and applications", Upper Saddle River, Prentice-Hall PTR, 574p.

Malvezzi, W. R.; Mourão, A. B.; e Bressan, G. (2010) Uma ferramenta baseada em Teoria Fuzzy para o acompanhamento de alunos aplicado ao modelo de educação presencial mediado por tecnologia. In: Simpósio Brasileiro de Informática na Educação, João Pessoa - PB.

Meis, L. de (2002) Ciência, Educação e o Conflito Humano-tecnológico. SENAC. São Paulo.

Novak, J. D. (1998) Learning, creating, and using knowledge: Concept maps as facilitative tools in schools and corporations. New Jersey: Lawrence Erlbaum Associates.

Nunes, C. F. D.; Santos, G. A. e Rissoli, V. R. V. (2018) Tecnologia 'Inteligente' no apoio ao Processo Educacional em Engenharia. In: International Symposium on Project Approaches in Engineering Education, Brasília. Proceedings of the PAEE/ALE v. 8. p. 839-847.

Oliveira, R. C. de; Iano, F. G.; Silva, T. L. da e Buzalaf, M. A. F. (2007) Percepção dos Alunos do Curso de Odontologia de uma Universidade Brasileira em Relação à Importância da Disciplina de Bioquímica na sua Profissão. RBEBBM nº1 Artigo B.

Pinto, S. C. C. S.; Rocha, A. R. e Santos, N. (1995) M-Assiste: um Meta-Ambiente Adaptativo para navegação em documentos hipermídia. In: Seminário Integrado de Software e Hardware (SEMISH'95). Canela - RS. p.249 - 260.

Regis, W. C. B.; Gonçalves, M. L. G. S. e Santoro, M. M. (2001) Avaliação das potencialidades de um curso prático de bioquímica na implementação do ensino teórico em cursos profissionalizantes. RBEBBM Especial 1.

Rissoli, V. R. V. e Santos, G. A. (2013) O Agente Pedagógico Animado MInA. In: Simpósio Brasileiro de Informática na Educação. Campinas - SP.

Rissoli, V. R. V. (2007) Uma proposta metodológica de acompanhamento personalizado para Aprendizagem Significativa apoiada por um Assistente Virtual de Ensino Inteligente. Tese (Informática na Educação) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre.

Rissoli, V. R. V. e Giraffa, L. M. M. (2006) Aprendizagem Significativa Apoiada por um Sistema Tutor Inteligente usando Lógica Fuzzy. In: Simpósio Brasileiro de Informática na Educação. Brasília - DF.

Silva, S. M. B. A., Silva Júnior, J. M. & Rissoli, V. R. V. (2013) Tecnologias Inteligentes Apoiando a Aprendizagem Significativa. In Congresso Ibero-Americano de Estilos de Aprendizagem, Tecnologias e Inovações na Educação, Brasília. Anais... Brasília: UnB.

Vieira, R. (2003) Fundamentos de Bioquímica: textos didáticos. Disponível em: <https://www.ebah.com.br/content/ABAAABtO4AK/fundamentos-bioquimica-ricardo-vieira#>. Acessado em: nov. 2018.

Yacef, K. (2002) Intelligent Teaching Assistant Systems. In: International Conference on Computers in Education. Proceedings. New Zeland: IEEE. v.1, p.136-140.

Yokaichiya, D. K.; Galembeck E. e Torres B. B. (2004) O que alunos de diferentes cursos procuram em disciplinas extracurriculares de bioquímica? São Paulo: Revista Brasileira de Ensino de Bioquímica e Biologia Molecular. 1:37-44.

Zadeh, L. A. (1979) A Theory of Aproximate Reasoning, Machine Inteligence 9, Hayes, Michie & Kulich, v.9, p.149-194, USA.

17. RECONHECIMENTO DE PADRÕES ELETROENCEFALOGRÁFICOS USANDO CLASSIFICADORES ESTATÍSTICOS

Me. João Angelo Ferres Brogin[1], Dr. Douglas Domingues Bueno[2] e Dr. Jean Faber[3]

1. Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" (UNESP), Departamento de Engenharia Mecânica
2. Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" (UNESP), Departamento de Matemática
3.Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP), Departamento de Neurologia e Neurocirurgia

Abstract

The search for a better understanding of the human brain has been a harsh yet very useful task, especially for brain-computer interface applications and medical diagnoses. Electroencephalogram processing, which is comprehensive in terms of physical and mathematical tools and techniques, has proven to be of great significance for developing this field of study. A widely used approach is based on Steady-State Visual Evoked Potentials, which, in general, are signals characterized by the brain's evoked response to visual stimuli modulated at specific frequencies. Thus, this chapter presents how the process of recognition in electroencephalograms for this approach is carried out based on statistical classification techniques. Keywords: electroencephalogram, brain-computer interface, machine learning

Resumo

A busca por uma melhor compreensão do cérebro humano tem sido uma tarefa árdua, porém muito útil, principalmente para aplicações em interface cérebro-máquina e diagnósticos médicos. O processamento de eletroencefalogramas, muito abrangente em termos de ferramentas e técnicas físicas e matemáticas, tem se mostrado de significativa importância para o desenvolvimento dessa área. Uma abordagem amplamente utilizada baseia-se em Potenciais Visuais Evocados de Estado Estacionário, que, de forma geral, são sinais caracterizados pela resposta cerebral a estímulos visuais modulados em frequências específicas. Assim, este capítulo apresenta como ocorre o reconhecimento de padrões eletroencefalográficos para esta abordagem utilizando-se técnicas de classificação estatísticas. Palavras-chave: eletroencefalograma, interface cérebro-máquina, aprendizado de máquina

17.1. Introdução

A busca por uma melhor compreensão das regiões do cérebro e suas funções nas ações humanas tem sido uma tarefa árdua, porém especialmente útil para aplicações em engenharia de interface cérebro-máquina (ICM), bem como para o auxílio a diagnósticos médicos a partir de sinais obtidos de indivíduos em avaliação. Os sistemas de interface cérebro-máquina têm sido desenvolvidos principalmente com o intuito de promover capacidades de comunicação e controle para pessoas com incapacidades motoras [La Fleur et al. 2013]. O progresso desse tipo de estudo depende, entre outras coisas, de avaliações e comparações sistemáticas de sinais cerebrais, métodos de aquisição de dados, algoritmos computacionais de processamento das informações e protocolos de operação, conforme mostrado em Goldberg et al. (2000), Schalk et al. (2004), entre outros.

Em particular, análises envolvendo técnicas de processamento de sinais de eletroencefalograma (EEG), que são característicos do efeito geral da atividade de pulsação dos neurônios ao longo do tempo (descargas elétricas oriundas das sinapses) e podem ser medidos a partir de eletrodos posicionados sobre a superfície externa do cérebro, têm se mostrado de significativa importância para o desenvolvimento dessa área. A correta aquisição e classificação desses sinais permite melhor compreender a dinâmica cerebral e estabelecer estratégias de integração de pacientes com capacidades motoras comprometidas a sistemas ICM que os auxiliem em sua reabilitação.

Uma abordagem amplamente utilizada para se efetuar essa integração é a interface cérebro-máquina com auxílio de Potenciais Visuais Evocados de Estado Estacionário (ou, do inglês, Steady-State Visual Evoked Potentials – SSVEP), que, de forma geral, são sinais, ou potenciais, caracterizados pela resposta cerebral a estímulos visuais modulados em frequências específicas, com maior amplitude no lobo occipital, região posterior do cérebro. O processo de reconhecimento de padrões eletroencefalográficos associados a essas frequências de estímulo se dá, entre outras formas, por meio de técnicas de classificação estatística de dados. Não obstante, para se compreender como ocorre esse processo, é necessário, a princípio, ter-se, também, conhecimento sobre anatomia e dinâmica cerebral, bem como conceitos relevantes no contexto de ICM, conforme abordado neste texto.

17.1.1. Aspectos Fundamentais da Anatomia e Dinâmica Cerebral

Para compreensão geral de anatomia cerebral, tem-se na literatura o chamado Mapa de Brodmann, estabelecido em 1909 pelo neurologista alemão Korbinian Brodmann, que define 52 diferentes áreas de acordo com suas características histológicas [Garey 2006]. Dentre essas áreas, tem-se que os sinais SSVEP apresentam maior amplitude na região do córtex visual, localizado na parte posterior de cérebro, denominado lobo occipital [Machado 1993], que pode ser visualizado na Figura 17.1.

Figura 17.1. Macrorregiões cerebrais. Destaque para o lobo occipital, localizado na região posterior do cérebro

Fonte: próprios autores

Em particular para a análise da dinâmica cerebral, segundo Izhikevich (2007), o comportamento dos neurônios pode ser verificado além da abordagem estritamente biológica, considerando, então, a dinâmica não linear da transição do estado inerte até o estado de pulsação. Um neurônio recebe entradas de outros neurônios pelo contato de seus dendritos, chamadas sinapses, produzindo correntes elétricas transmembranas que mudam o potencial elétrico da membrana do neurônio, conhecidos como potenciais pós-sinápticos (PSPs) [Izhikevich 2007]. No caso da tensão elétrica atingir um valor limiar, ocorre, de fato, o pulso, caracterizado por uma descarga abrupta e transiente da tensão elétrica da membrana, que se propaga a outros neurônios pelo axônio, conhecida como potencial de ação. A porção de corrente elétrica que flui através do espaço de fora da célula neural (espaço extracelular) é responsável, por sua vez, pelo que se conhece como potenciais de campo [Niedermeyer e Lopes 2004]. De acordo com a sincronização e frequência de disparos, os potenciais de ação podem ser somados e, portanto, amplificados. O efeito que se visualiza no EEG inclui o conjunto do efeito de potenciais de ação e de campo resultantes de vários neurônios em uma região cerebral de interesse, sendo, assim, um efeito global de todo o somatório de potenciais individuais, apresentando menor amplitude e forma próxima a de funções harmônicas do tipo seno ou cosseno. Para clareza de entendimento, as Figuras 17.2, 17.3 e 17.4 apresentam, respectivamente, ilustrações de um neurônio e seus componentes fundamentais, sua descarga elétrica no domínio do tempo (potencial de ação), e o efeito geral visualizado no EEG.

Figura 17.2. Ilustração de um neurônio e seus componentes fundamentais. Os dendritos, ramificações a partir do corpo celular, representam o contato feito entre neurônios; as entradas recebidas (sinapses) são, então, propagadas pelo axônio

Fonte: próprios autores

Figura 17.3. Limiar de disparo de um neurônio e atividade de pulsação, caracterizando potenciais de ação

Fonte: próprios autores

Figura 17.4. Ilustração do registro de atividade cerebral: (a) efeito visualizado no EEG e potenciais de ação (b). Note a redução em amplitude (mV) e mudança no padrão de onda

Fonte: próprios autores

17.1.2. Sistemas de Interface Cérebro-Máquina

Alguns sistemas de interface cérebro-máquina (ICM) permitem restabelecer comunicação, reabilitação e autonomia motora a indivíduos que, por razões diversas, têm restrições motoras. Essencialmente, os sistemas ICM registram a atividadade cerebral enquanto um usuário tenta realizar uma atividade motora ou cognitiva; o sinal obtido é digitalizado e processado para que se possa aplicar algoritmos capazes de extrair parâmetros importantes, como a frequência associada à pulsação dos neurônios, por exemplo. Tem-se dois tipos de abordagem para esse fim: técnicas invasivas (que requerem a implantação cirúrgica de eletrodos no usuário) e não-invasivas (que compreendem apenas o uso de eletrodos ou escalpo de eletrodos na superfície externa do córtex cerebral) [Chaudhary; Birbaumer; Ramos-Murguialday, 2016]. Em relação ao protocolo de operação desses sistemas, é necessário se definir, inicialmente, o tipo de potenciais, ou sinais, que se deseja adquirir, que tipicamente podem ser: potenciais espontâneos (que dependem unicamente da vontade, intenção de movimento ou atividade imaginativa do usuário) e potenciais evocados (respostas obtidas como resultado de algum estímulo sensorial externo ao usuário, seja ele tátil, auditivo ou visual) [Wolpaw et al. 2012]. Na Figura 17.4, apresenta-se um exemplo esquemático do processo de aquisição do sinal e integração do usuário a dispositivos de interação, controle, ou mesmo atuadores mecânicos, a partir de um sistema de ICM.

Figura 17.5. Ilustração de um sistema de interface cérebro-máquina

Fonte: próprios autores

17.1.3. Potenciais Visuais Evocados de Estado Estacionário

Potenciais visuais evocados de estado estacionário (ou, do inglês, Steady-State Visual Evoked Potentials – SSVEP) são exemplos de sinais associados à percepção cerebral de estímulos visuais externos. Se a retina é estimulada por alvos modulados em frequências específicas, entre 3,5 e 75 Hz aproximadamente [Beverina 2003], observa-se no EEG, entre outros efeitos, oscilações representativas desta mesma frequência, com maior amplitude no lobo occipital (córtex visual). Caso a frequência de estímulo seja f0, por exemplo, o sinal SSVEP resultante é bem modelado como a superposição de n senoides de frequência f0, 2f0, ..., nf0 [Volosyak, Cecotti & Gräser 2009]. Desta forma, a partir de um sistema de ICM e aplicação de técnicas específicas, pode-se identificar tal frequência e estabelecer estratégias que auxiliem um indivíduo em sua retomada de comunicação e autonomia. A Figura 17.5 apresenta uma ilustração de um protocolo SSVEP. A princípio, os alvos podem ser qualquer fonte de luz capaz de ser modulada em uma frequência específica, como um LED (do inglês, Light Emitting Diode), ou estímulos oscilantes na tela de um computador, e podem ser apresentados de forma simultânea ou não.

A opção por estímulos simultâneos está relacionada ao número de graus de liberdade do sistema. Como cada estímulo visual corresponde a uma frequência diferente, quando o indivíduo fixa seu olhar sobre uma delas e o reconhecimento correto é feito, isso implica em uma ação a ser realizada pelo sistema ICM (por meio de comandos ligados a dispositivos, por exemplo), chamada de grau de liberdade. Ou seja, em uma situação real onde se aplique 2 estímulos, um de 7 Hz e outro de 10 Hz, pode-se associar seu reconhecimento correto a uma simples tarefa cuja resposta seja "sim", para 7 Hz, e "não" para 10 Hz, permitindo a retomada de contato de um indivíduo (mesmo com restrições vocais) com o meio exterior. Não obstante, deve-se notar que cada grau de liberdade não é o reflexo espontâneo da intenção ou processo imaginativo livre do usuário, mas sim a possibilidade de escolha de uma ação, representada por um estímulo, dentre aquelas possíveis e pré-estabelecidas pelo sistema ICM.

Figura 17.6. Etapas do protocolo SSVEP

Fonte: próprios autores

17.2. Classificadores Estatísticos

Essencialmente, classificação estatística é a capacidade de, dado um conjunto de dados representativos de um fenômeno qualquer, perceber similaridades/divergências entre as amostras nele contidas a partir da aplicação de técnicas específicas e, por conseguinte, conseguir separar tais amostras em categorias ou subgrupos, cada qual com suas peculiaridades ou características. Existem diversas técnicas de classificação estatística; algumas das principais empregadas no contexto de reconhecimento de padrões eletroencefalográficos para sinais SSVEP são abordadas neste texto[4], a saber: Análise de Correlação Canônica (ou, do inglês, Canonical Correlation Analysis – CCA), Análise de Componentes Principais (Principal Component Analysis – PCA), Análise de Discriminante Linear/Quadrático (Linear/Quadratic Discriminant Analysis – LDA/QDA) e Máquina de Vetores de Suporte (Support Vector Machine – SVM). Para essas aplicações, os sinais utilizados são tratados como variáveis aleatórias: dado um espaço amostral de eventos (isto é, o conjunto de todos os seus resultados possíveis), ao mapeá-los numericamente a valores reais, tem-se o que se conhece por variável aleatória [Shiavi 2006]. Para os sinais SSVEP, esses valores são tipicamente dados em milivolts (mV) ou microvolts (μV).

4. Considera-se classificação supervisionada, isto é, há conhecimento prévio das classes às quais as amostras pertencem.

17.2.1. Análise de Correlação Canônica (CCA)

Para a compreensão da CCA, é necessário abordar, inicialmente, o conceito de correlação linear, isto é, o grau de similaridade possivelmente existente entre duas séries de dados. Considere duas variáveis aleatórias x e y: se os valores de x crescem à medida que os de y também crescem, diz-se que há correlação entre as variáveis; se, por outro lado, os valores de x crescem conforme os de y decrescem, diz-que há anticorrelação; se, por fim, nenhum desses efeitos ocorre significativamente, não se pode afirmar que há correlação. Considerando que ambos x e y são sinais discretos, multiplicando-se cada coordenada em x por sua equivalente em y e somando-se esses valores, pode-se avaliar o grau de correlação da seguinte forma: quanto maior e mais positivo for o resultado final, maior a correlação; quanto maior e mais negativo o resultado, maior a anticorrelação; quanto mais próximo de zero, seja positivo ou negativo, a correlação é fraca ou inexistente. Valores positivos ou negativos dependem do quadrante em que se localizam as amostras: a correlação positiva abrange majoritariamente o primeiro ou o terceiro quadrantes, o que implica em um resultado positivo na multiplicação de coordenadas; a correlação negativa (anticorrelação) abrange o segundo ou o quarto quadrantes, o que implica em uma multiplicação negativa; quando os valores são dispersos ao redor da origem, o valor de correlação é baixo, pois o somatório das multiplicações tende a zero. Esse efeito é mostrado na Figura 17.7, onde há uma correlação máxima, anticorrelação máxima, e baixa correlação, a partir da esquerda, respectivamente.

Figura 17.7. Ilustração do conceito de correlação: (a) correlação máxima, (b) anticorrelação máxima e (c) ausência de correlação linear expresiva

Fonte: próprios autores

Para se tornar claro o valor da correlação, normaliza-se o resultado do somatório da multiplicação mencionado anteriormente pelos desvios-padrão de cada série de dados (σ_x e σ_y, respectivamente); assim, o resultado pode variar de -1 a 1. Considerando os dados centralizados na origem, o que implica na subtração de suas médias (μ_x e μ_y), tem-se que a equação para o coeficiente de correlação é:

$$\rho_{xy} = \frac{1}{P}\sum_{i=1}^{P}\left[\frac{(x_i - \mu_x)}{\sigma_x}\right]\left[\frac{(x_i - \mu_y)}{\sigma_y}\right] \qquad (1)$$

em que *P* é o número de pontos. O mesmo resultado pode ser obtido a partir de minimização por mínimos quadrados, como mostrado por Newland (1993), por exemplo. Porém, expressa-se o numerador pelo operador expectativa, em uma relação direta com o quociente entre as duas séries de dados, subtraindo-se suas médias e dividindo-as pelos desvios-padrão:

$$\rho_{xy} = \frac{\frac{(x-\mu_x)}{\sigma_x}}{\frac{(x-\mu_y)}{\sigma_y}} = \frac{E[(x-\mu_x)(x-\mu_y)]}{\sigma_x \sigma_y} \qquad (2)$$

A Análise de Correlação Canônica, por sua vez, é uma extensão desse conceito; contudo, ao invés de se utilizar duas séries de dados, tem-se dois conjuntos de séries de dados [Hotelling 1936, apud Lin et al. 2006]. Essencialmente, pode ser definida como um método estatístico de múltiplas variáveis cujo intuito é buscar uma correlação inerente, e geralmente implícita, entre duas séries de dados [Zhang et al. 2014]. Assim, dados dois conjuntos de variáveis aleatórias $\mathbf{X} \in \sim^{I_1 \times J}$ e $\mathbf{Y} \in \sim^{I_2 \times P}$, normalizados para terem média zero e variância unitária, a CCA busca um par de transformações lineares $\mathbf{w}_x \in \sim^{I_1}$ e $\mathbf{w}_y \in \sim^{I_2}$, de modo que a correlação entre as combinações lineares (também chamadas de variáveis canônicas) $\tilde{\mathbf{x}} = \mathbf{w}_x^T \mathbf{X}$ e $\tilde{\mathbf{y}} = \mathbf{w}_y^T \mathbf{Y}$ seja maximizada como [Zhang et al. 2014]:

$$\max(\rho) = \frac{E[\tilde{\mathbf{x}}\tilde{\mathbf{y}}^T]}{\sqrt{E[\tilde{\mathbf{x}}\tilde{\mathbf{x}}^T]E[\tilde{\mathbf{y}}\tilde{\mathbf{y}}^T]}} = \frac{\mathbf{w}_x^T \mathbf{X}\mathbf{Y}^T \mathbf{w}_y}{\sqrt{\mathbf{w}_x^T \mathbf{X}\mathbf{X}^T \mathbf{w}_x \mathbf{w}_y^T \mathbf{Y}\mathbf{Y}^T \mathbf{w}_y}} \qquad (3)$$

No contexto de reconhecimento de padrões eletroencefalográficos, para o reconhecimento da frequência-alvo em protocolo SSVEP, tem-se que $\mathbf{X} \in \sim^{E \times P}$, assim, E é o número de eletrodos utilizado para aquisição dos sinais, P é o número de pontos por sinal, e $\mathbf{Y} = \mathbf{Y}_m \in \sim^{2H \times P}$ é o conjunto de sinais de referência pré-construídos na m-ésima frequência de estímulo f_m, sendo $m = 1,2,\ldots, M$, podendo ser representado da seguinte forma [Li et al. 2011; Zhang et al. 2014; Nakanishi et al. 2015]:

$$\mathbf{Y}_m = \begin{Bmatrix} sen(2\pi f_m t) \\ \cos(2\pi f_m t) \\ \vdots \\ sen(2\pi H f_m t) \\ \cos(2\pi H f_m t) \end{Bmatrix}, \; \mathrm{t} = \frac{1}{F}, \frac{1}{F}, \ldots, \frac{P}{F} \qquad (4)$$

em que H é o número de harmônicos e F é a frequência de amostragem. A CCA atua, desta forma, como um filtro, buscando, nos sinais, ondas que têm comportamento próximo do senoidal, cuja frequência é a mesma do estímulo visual. É importante ressaltar que $\mathbf{Y}_m$ não necessariamente deve ser um banco de sinais artificial. Zhang et. Al (2014) introduziram, por exemplo, uma variação dessa técnica utilizando um banco formado a partir de sinais previamente obtidos de indivíduos e processados devidamente; não obstante, a forma clássica, e comumente empregada, é dada como visto acima. Alternativamente, a Eq. (3) pode ser escrita da seguinte maneira:

$$\hat{\rho} = \frac{\mathbf{w}_x^T \mathbf{S}_{xy} \mathbf{w}_y}{\sqrt{\mathbf{w}_x^T \mathbf{S}_{xx} \mathbf{w}_x \mathbf{w}_y^T \mathbf{S}_{yy} \mathbf{w}_y}} \qquad (5)$$

ou, ainda, rearranjando os termos:

$$\mathbf{S}_{xx}^{-1}\mathbf{S}_{xy}\mathbf{S}_{yy}^{-1}\mathbf{S}_{yx}\mathbf{w}_x = \hat{\rho}^2\mathbf{w}_x \qquad (6)$$

$$\mathbf{S}_{yy}^{-1}\mathbf{S}_{yx}\mathbf{S}_{xx}^{-1}\mathbf{S}_{xy}\mathbf{w}_y = \hat{\rho}^2\mathbf{w}_y \qquad (7)$$

em que $\mathbf{S}$ representa a matriz de covariância respectiva de cada combinação de série de dados, e $\hat{\rho}^2$ é a correlação canônica elevada ao quadrado. Nota-se que este corresponde a um clássico problema de autovalores e autovetores, podendo ser escrito como:

$$\mathbf{A}\hat{\mathbf{x}} = \Phi\hat{\mathbf{x}} \qquad (8)$$

de modo que $\mathbf{A} = \mathbf{S}_{xx}^{-1}\mathbf{S}_{xy}\mathbf{S}_{yy}^{-1}\mathbf{S}_{yx}\mathbf{w}_x$ ou $\mathbf{A} = \mathbf{S}_{yy}^{-1}\mathbf{S}_{yx}\mathbf{S}_{xx}^{-1}\mathbf{S}_{xy}\mathbf{w}_y$ e $\hat{\mathbf{x}} = \mathbf{w}_y$ ou $\hat{\mathbf{x}} = \mathbf{w}_x$, em ambas as bases, bem como $\Phi = \hat{\rho}^2$. Desta forma, tem-se que as variáveis canônicas são projeções dos conjuntos de sinais no maior autovetor; isto é, no autovetor cujo autovelor apresenta maior magnitude. Esse fato evidencia uma das principais vantagens dessa técnica: a combinação linear resultante pode, efetivamente, melhorar a relação sinal-ruído de sinais SSVEP [Bin et al. 2009]. Supondo $m = 1, 2,..., M$ e encontrando o máximo autovalor $\rho_{m,\max}$ na matriz $\hat{\rho}_m$ para cada m, entre $\mathbf{X}$ e $\mathbf{Y}_m$, a frequência SSVEP reconhecida é, portanto, dada por [Lin et al. 2006; Zhang et al. 2014]:

$$\hat{f} = \arg\max(\rho_{m,\max}) \qquad (9)$$

Para clareza de entendimento, a Figura 17.8 mostra uma ilustração do processo de reconhecimento da frequência-alvo por meio da CCA.

Figura 17.8. Ilustração do conceito de CCA

Fonte: próprios autores

As Figuras 17.8 e 17.9 apresentam, respectivamente, um sinal SSVEP no domínio do tempo e da frequência, e uma comparação entre dois sinais, um originado diretamente de um eletrodo da região occipital, e o outro como variável canônica. Os sinais de EEG presentes neste capítulo correspondem ao banco de dados disponível em Zhang (2018), referente ao trabalho [Zhang et al. 2014], cuja licença é do tipo Creative Commons CC-BY, que permite distribuição, adaptação e criação a partir do trabalho publicado, mesmo para fins comerciais, desde que o devido crédito ao trabalho original seja atribuído [Commons 2018]. A frequência de estímulo utilizada nas figuras é igual a 9,75 Hz. Salienta-se que os valores nominais de frequência utilizados no trabalho mencionado são 6 Hz, 8 Hz, 9 Hz e 10 Hz; contudo, o banco de dados apresenta frequências de 5,75 Hz, 7,75 Hz, 8,75 Hz e 9,75 Hz. Dado que a dinâmica cerebral é não linear, considera-se que esse ajuste é feito para evitar uma possível sobreposição de harmônicos entre frequências de estímulo, o que poderia comprometer a classificação correta; por exemplo: o terceiro harmônico de 6 Hz é igual ao segundo harmônico de 9 Hz.

Nota-se, de fato, um aumento no valor na amplitude para o caso da variável canônica, destacando melhor a componente de frequência (Fig. 17.9). A Tabela 1.1, por fim, apresenta a porcentagem de acerto da CCA para diferentes frequências de estímulo utilizadas, cujos sinais pertencem ao mesmo banco de dados; essas porcentagens são calculadas com base no número de rodadas em que a identificação é correta, de um total de 20 rodadas por frequência contidas no banco de dados, e o valor de correlação médio se trata apenas da média dos valores obtidos para as mesmas 20 rodadas. Observa-se que a seleção de frequências de estímulo é um fator fundamental para a identificação correta, bem como que a porcentagem geral de acerto (considerando todas as frequências e rodadas) é igual a 83,75%.

Figura 17.9. Variável canônica para 9,75 Hz: (a) domínio do tempo e (b) domínio da frequência

Figura 1.10. Comparação entre sinal obtido de: (a) um eletrodo e (b) uma variável canônica, ambos para 9,75 Hz (Fonte: próprios autores).

Fonte: próprios autores

Tabela 1.1. Porcentagem de acerto e correlação média da CCA para frequências de estímulo diferentes.

Frequência de estímulo (Hz)	Porcentagem de acerto (%)	Valor médio de correlação
9,75	100	0,7454
8,75	100	0,5696
7,75	75	0,5557
5,75	60	0,4567
Todas	**83,75**	**0,5818**

Fonte: próprios autores.

17.2.2. Análise de Componentes Principais (PCA)

A Análise de Componentes Principais é uma técnica comumente utilizada no contexto de interface cérebro-máquina, podendo ser definida como a projeção de dados experimentais em um subespaço cuja dimensionalidade é menor, de modo que este seja composto pelas direções de maior variância dos dados. Se deseja-se projetar um conjunto de amostras x_i, $\mathrm{i} = 1, \ldots, \mathrm{P}$, cuja dimensionalidade é K, em um subespaço de dimensionalidade N, tal que $N < K$, por exemplo, pode-se definir o vetor direção $\mathbf{w}_m$ do novo espaço, de modo que a projeção é dada por [Bishop 2006]:

$$\mathbf{x}_p = \mathbf{w}_m^T \mathbf{x}_i \qquad (10)$$

Considerando a equação que representa a média e variância desses dados, tem-se:

$$\mu_i = \frac{1}{P}\sum_{i=1}^{P} x_i \qquad (11)$$

$$\frac{1}{P}\sum_{i=1}^{P}(\mathbf{w}_m^T x_i - \mathbf{w}_m^T \mu_i)\leq = \mathbf{w}_m^T \mathbf{S}\mathbf{w}_m \qquad (12)$$

em que $\mathbf{S} = \frac{1}{P}\sum_{i=1}^{P}(x_i - \mu_i)$ é a matriz de covariância. Para se maximizar a variância dos dados com respeito a $\mathbf{w}_m$, é necessário aplicar a restrição de normalização: $\mathbf{w}_m^T \mathbf{w}_m = 1$, evitando-se que ocorra, por exemplo, $\|\mathbf{w}_m\| \to \infty$ [Bishop 2006]. O processo de maximização é efetuado considerando-se uma função-objetivo $f(\mathbf{x})$, uma restrição $g(\mathbf{x})$, e multiplicadores de Lagrange λ_m. No caso de PCA, a primeira função é dada pela projeção em si, e a restrição, pela condição de normalização. A forma clássica de proposição desse problema é sob a Lagrangiana L [Duda; Hart; Stork 2012; Bertsekas 2014]:

$$L(x, \lambda_m) = f(x) + \lambda_m g(x) \qquad (13)$$

assim se busca por pontos em que ocorra:

$$\nabla L(x, \lambda_m) = 0 \qquad (14)$$

Note que se procura por pontos nos quais o gradiente da função-objetivo é igual ao da restrição. Em outras palavras, a direção de crescimento da função-objetivo encontra um máximo quando é igual à direção de crescimento da restrição, multiplicada por um fator qualquer. No caso em questão, $f(\mathbf{w}_m) = \mathbf{w}_m^T \mathbf{S}\mathbf{w}$ e $g(\mathbf{w}_m) = 1 - \mathbf{w}_m^T \mathbf{w}$. Assim:

$$L(\mathbf{w}_m, \lambda_m) = \mathbf{w}_m^T \mathbf{S}\mathbf{w}_m + \lambda_m (1 - \mathbf{w}_m^T \mathbf{w}_m) \qquad (15)$$

Aplicando-se o operador gradiente, pode-se estabelecer as conhecidas condições de Karush-Kuhn-Tucker (KKT), necessárias para a otimização de problemas diferenciáveis de programação não linear que devem satisfazer a certas restrições [Bazaraa; Jarvis; Sherali, 2011]:

$$\frac{\partial L(\mathbf{w}_m, \lambda_m)}{\partial \mathbf{w}_m} = 2\mathbf{S}\mathbf{w}_m - 2\lambda_m \mathbf{w}_m = 0 \qquad (16)$$

$$\frac{\partial L(\mathbf{w}_m, \lambda_m)}{\partial \lambda_m} = 1 - \mathbf{w}_m^T \mathbf{w} = 0 \qquad (17)$$

A partir da primeira equação, tem-se:

$$\mathbf{S}\mathbf{w}_m = \lambda_m \mathbf{w}_m \qquad (18)$$

que é também, por sua vez, um problema de autovetores e autovalores, de modo que os autovetores são representativos das componentes principais e os autovalores são suas magnitudes. Pela segunda equação, retoma-se a condição de normalização. A representação dessas componentes pode ser vista na Figura 17.10, em que há duas componentes principais, isto é, $m = 2$. Nela, observa-se os autovetores indicando as direções em que ocorre maior dispersão (variância) de um conjunto de dados; seus módulos dependem dos respectivos autovalores.

Figura 17.11. Representação das componentes principais (direções de maior variância) de um conjunto de dados

Fonte: próprios autores

Ao se projetar os dados originais nas componentes principais, obtém-se um espaço de dimensão reduzida. Esse fato é especialmente útil para aplicações práticas de PCA: sendo um número de conjuntos quaisquer de dados, cada um representativo de um estado ou condição específica de um fenômeno, por exemplo, a partir de sua matriz geral de covariância é possível reduzir a quantidade de amostras e, também, separar-se espacialmente os conjuntos. As Figuras 17.11 e 17.12 apresentam quatro conjuntos de dados de sinais SSVEP, relativos a cada uma das frequências de estímulo do banco de dados, projetados no subespaço constituído por 3 componentes principais (m = 3). Cada ponto do subespaço representa um eletrodo. No primeiro caso, Figura 17.11, avalia-se a influência do posicionamento dos eletrodos em um indivíduo integrado ao sistema ICM e a quantidade de amostras; para isso, utiliza-se duas configurações: 1) todos os eletrodos do banco (8 no total) e uma rodada das 20 totais, e 2) todos os eletrodos e 70% das rodadas (14 no total). A opção por essa porcentagem é feita para melhor se visualizar o efeito de separabilidade entre os conjuntos de dados, fato especialmente útil na visualização das densidades de probabilidade das componentes principais e comparação entre PCA e LDA, mostrado na seção seguinte. Observa-se que, na primeira configuração, há 4 grupos distintos de dados, e aqueles mais distantes um do outro são representativos das áreas mais próximas da região occipital; não obstante, quando se adiciona mais rodadas, há perda de distinção. No segundo caso, Figura 17.12, considera-se apenas 3 dos 8 eletrodos disponíveis (mais distantes entre si), considerados como os mais representativos da região occipital. Percebe-se que, neste caso, os conjuntos são melhor separáveis; isto é, sinais SSVEP mais intensos são melhor separáveis entre grupos e revelam de forma mais eficiente as diferenças existentes entre eles.

Figura 17.12. Projeção dos dados nas componentes principais utilizando: (a) 8 eletrodos e 1 rodada e (b) 8 eletrodos e 14 rodadas

Fonte: próprios autores

Figura 17.13. Projeção dos dados nas componentes principais utilizando: (a) 3 eletrodos e 1 rodada e (b) 3 eletrodos e 14 rodadas

Fonte: próprios autores

Apesar de separar convenientemente os dados, a PCA não é um classificador. Portanto, é preciso introduzir uma métrica para que, ao se projetar um novo sinal no subespaço de componentes principais, possa se realizar a classificação. Métricas popularmente aplicadas incluem: Euclidiana, cityblock, Minkowski, Chebyshev e Mahalanobis [Oikonomou et al. 2016]. As distâncias Euclidiana e de Mahalanobis podem ser definidas, respectivamente, da seguinte forma:

$$d_e = \sqrt{(\mathbf{p}_{cp} - \mathbf{q}_t)(\mathbf{p}_{cp} - \mathbf{q}_t)^T} \qquad (19)$$

$$d_m = \sqrt{(\mathbf{p}_{cp} - \mathbf{q}_t)\mathbf{S}^{-1}(\mathbf{p}_{cp} - \mathbf{q}_t)^T} \qquad (20)$$

de modo que os subíndices $\boldsymbol{cp}$ e $\boldsymbol{t}$ representam as coordenadas dos vetores de projeções dos dados originais ($\boldsymbol{p}$) e do sinal de teste ($\boldsymbol{q}$), respectivamente, no subespaço de componentes principais, e $\boldsymbol{S}$ é a matriz de covariância correspondente. Nota-se que a distância Euclidiana é um caso particular da distância de Mahalanobis, em que $\boldsymbol{S}$ é igual à identidade. Assim, d_m é mais geral, incluindo informações sobre a dispersão dos dados. Essa diferença entre as métricas, bem como o fato de serem comumente utilizadas na literatura [Eva; Lazar, 2015; Kwak; Müller; Lee, 2017; Chen et al., 2017; Isa et al., 2017], justifica suas aplicações para fins comparativos. Por fim, após medir-se a distância da amostra-teste em relação a cada grupo, o menor valor de d_e ou d_m indica a qual grupo o sinal de teste pertence, concluindo, assim, a classificação.

A Tabela 1.2, por fim, apresenta os resultados da classificação utilizando-se ambas as métricas. Como as componentes principais são compostas por dados de treinamento, adota-se o conceito de validação cruzada: técnica computacional de reamostragem intensiva utilizada com o intuito de avaliar modelos estatísticos [Mahmood & Khan 2009], podendo ser considerada como um método eficiente de validação de modelo quando não é possível se coletar novos dados sobre um fenômeno observado [Snee 1977]. Neste capítulo, aplica-se validação cruzada por k-fold: seja um conjunto de dados D, separa-se k subconjuntos $D_1, \mathrm{D}_2, \ldots, \mathrm{D}_k$ mutuamente exclusivos de aproximadamente mesmo tamanho (chamados *folds*) [KOHAVI et al. 1995]. Esses subconjuntos são, em seguida, categorizados em treinamento e teste, sendo o menor subconjunto pertencente ao teste. São realizadas k iterações, cada qual retirando-se um subconjunto D_i qualquer, $i = 1, \ldots, \mathrm{k}$, e construindo o modelo de análise, separação ou classificação de dados com os $k-1$ subconjuntos restantes. A cada iteração, obtém-se uma porcentagem de classificações corretas; ao final do processo iterativo, faz-se uma média simples entre as porcentagens obtidas.

Neste caso, adota-se que as distâncias são da amostra-teste até o centroide de cada grupo. No total, 20 validações são realizadas (mesmo número de rodadas existentes), considerando-se, desta forma, um modelo semelhante ao da Figura 17.12: 3 eletrodos, porém 20 rodadas. Nota-se que a distância Euclidiana apresenta uma classificação mais robusta, o que não ocorre na mesma medida para a distância de Mahalanobis. Tal diferença é a maior desvantagem dessa última métrica, ou seja, uma vez que é caracterizada pela média e covariância das amostras, qualquer amostra não pertencente ao conjunto de referência (conhecida como outlier) apresenta uma influência indevida na estimativa desses parâmetros, de modo que menores distâncias indicadas pela métrica podem mascarar os outliers presentes na mesma vizinhança estatística que o conjunto de treinamento, resultando em um maior número de falsos negativos [Yeager et al. 2018]. Em outras palavras, essa métrica é sensível à presença de outliers.

Tabela 1.2. Porcentagem de acerto para após aplicação de PCA.

Número de Validações	Ec (%)	Mc (%)
20	97,92	49,58

Fonte: próprios autores.

17.2.3. Análise de Discriminante Linear/Quadrático (LDA/QDA)

O conceito dessa técnica, introduzida por Fisher (1936), é similar a de componentes principais. Além de empregar a redução de dimensionalidade, busca-se as direções de maior separabilidade dos dados. Considerando duas séries de dados $\mathbf{x}_i = \{x_1, x_2, \ldots, x_P\}$ e $\mathbf{x}_j = \{x_1, x_2, \ldots, x_P\}$, pertencentes a duas classes distintas quaisquer ***i*** e ***j***, procura-se uma projeção ótima $\mathbf{w}^T\mathbf{x}$, na qual os dados apresentem máxima distância ($\mathbf{S}_b$) entre suas médias, e mínima dispersão das amostras individualmente ($\mathbf{S}_i$ e $\mathbf{S}_j$). Esse efeito é mostrado na Figura 17.13.

Figura 17.14. Conceito de LDA: (a) conjuntos de dados, (b) primeira projeção dos dados a partir do discriminante linear de Fisher, (c) segunda projeção e (d) consequente melhor separabilidade obtida na segunda projeção

Fonte: próprios autores

Dessa forma, as médias são inicialmente definidas como:

$$\mu_i = \frac{1}{P}\sum_{i=1}^{P} x_i, \quad x_i \in i \qquad (21)$$

$$\mu_j = \frac{1}{P}\sum_{j=1}^{P} x_j, \quad x_j \in j \qquad (22)$$

tornam-se [Bishop 2006]:

$$\tilde{\mu}_i = \frac{1}{P}\mathbf{w}^T \sum_{i=1}^{P} x_i = \mathbf{w}^T \mu_i, \quad x_i \in i \qquad (23)$$

$$\tilde{\mu}_j = \frac{1}{P}\mathbf{w}^T \sum_{j=1}^{P} x_j = \mathbf{w}^T \mu_j, \quad x_j \in j \qquad (24)$$

E suas variâncias individuais originais:

$$\mathbf{S}_i^2 = \frac{1}{P}\sum_{i=1}^{P}(x_i - \mu_i)(x_i - \mu_i)^T, \quad x_i \in i \qquad (25)$$

$$\mathbf{S}_j^2 = \frac{1}{P}\sum_{j=1}^{P}(x_j - \mu_j)(x_j - \mu_j)^T, \quad x_j \in j \qquad (26)$$

tornam-se [Bishop 2006]:

$$\tilde{\mathbf{S}}_i^2 = \frac{1}{P}\sum_{i=1}^{P}(\mathbf{w}^T x_i - \mathbf{w}^T \mu_i)(\mathbf{w}^T x_i - \mathbf{w}^T \mu_i)^T = \mathbf{w}^T \mathbf{S}_i \mathbf{w}, \quad x_i \in i \qquad (27)$$

$$\tilde{\mathbf{S}}_j^2 = \frac{1}{P}\sum_{j=1}^{P}(\mathbf{w}^T x_j - \mathbf{w}^T \mu_j)(\mathbf{w}^T x_j - \mathbf{w}^T \mu_j)^T = \mathbf{w}^T \mathbf{S}_j \mathbf{w}, \quad x_i \in i \qquad (28)$$

O discriminante linear de Fisher é definido da seguinte forma [Bishop 2006; Duda; Hart; Stork, 2012]:

$$J(\mathbf{w}) = \frac{\left|\tilde{\mu}_i - \tilde{\mu}_j\right| \leq}{\tilde{\mathbf{S}}_i^2 - \tilde{\mathbf{S}}_j^2} \qquad (29)$$

Alternativamente, seu numerador pode ser escrito como:

$$(\tilde{\mu}_i - \tilde{\mu}_j) \leq = (\mathbf{w}^T \mu_i - \mathbf{w}^T \mu_j) \leq = \mathbf{w}^T (\mu_i - \mu_j)(\mu_i - \mu_j)^T \mathbf{w} \qquad (30)$$

Define-se, assim, $\mathbf{S}_b = (\mu_i - \mu_j)(\mu_i - \mu_j)^T$, conhecida como matriz de dispersão interclasse (between class scatter matrix) [Bishop 2006], cuja projeção ótima é [Yu; Yang; 2001]:

$$\mathbf{S}_b = \mathbf{w}^T \mathbf{S}_b \mathbf{w} \qquad (31)$$

O denominador, por sua vez, pode ser expandido como:

$$\tilde{\mathbf{S}}_i^2 + \tilde{\mathbf{S}}_j^2 = \mathbf{w}^T \mathbf{S}_i \mathbf{w} + \mathbf{w}^T \mathbf{S}_j \mathbf{w} = \mathbf{w}^T (\mathbf{S}_i + \mathbf{S}_j)\mathbf{w} \qquad (32)$$

Define-se, também, $\mathbf{S}_w = \mathbf{S}_i + \mathbf{S}_j$, conhecida como matriz de dispersão intraclasse (*within-class scatter matrix*) [Bishop 2006], cuja projeção ótima é [Yu; Yang; 2001]:

$$\mathbf{S}_w = \mathbf{w}^T \mathbf{S}_w \mathbf{w} \qquad (33)$$

Por fim, o discriminante linear de Fisher pode ser reescrito da seguinte forma [Bishop 2006]:

$$J(\mathbf{w}) = \frac{\mathbf{w}^T \mathbf{S}_b \mathbf{w}}{\mathbf{w}^T \mathbf{S}_w \mathbf{w}} \qquad (34)$$

A condição de maximização desse coeficiente pode ser obtida diferenciando-se $J(\mathbf{w})$ com respeito a $\mathbf{w}$ e igualando-se o resultado a zero [Bishop 2006]:

$$\frac{dJ(\mathbf{w})}{d\mathbf{w}} = \mathbf{w}^T \mathbf{S}_w \mathbf{w} \frac{d(\mathbf{w}^T \mathbf{S}_b \mathbf{w})}{d\mathbf{w}} - \mathbf{w}^T \mathbf{S}_b \mathbf{w} \frac{d(\mathbf{w}^T \mathbf{S}_w \mathbf{w})}{d\mathbf{w}} = 0 \qquad (35)$$

Alternativamente:

$$\left(\frac{\mathbf{w}^T \mathbf{S}_w \mathbf{w}}{\mathbf{w}^T \mathbf{S}_w \mathbf{w}}\right) \mathbf{S}_b \mathbf{w} - \left(\frac{\mathbf{w}^T \mathbf{S}_b \mathbf{w}}{\mathbf{w}^T \mathbf{S}_w \mathbf{w}}\right) \mathbf{S}_w \mathbf{w} = 0 \qquad (36)$$

Portanto:

$$J(\mathbf{w}) \mathbf{S}_w \mathbf{w} = \mathbf{S}_b \mathbf{w} \qquad (37)$$

Novamente, tem-se um problema de autovalores e autovetores, em que o maior autovetor caracteriza-se pela projeção que melhor separa as distribuições de dados. Quanto à classificação, a princípio, pode-se utilizar métricas como a Euclidiana ou Mahalanobis, entretanto, é possível estabelecer uma regra de decisão baseando-se na projeção $\mathbf{S}_w^{-1} \mathbf{S}_b \mathbf{w}$, da seguinte maneira [Duda; Hart; Stork, 2012]:

$$\tilde{\mathbf{w}}^T \mathbf{z} + w_0 = 0 \qquad (38)$$

em que $\mathbf{z}$ é o vetor-teste de entrada, w_0 é uma constante a ser encontrada, que depende das propriedades estatísticas do conjunto [Duda; Hart; Stork, 2012], e $\tilde{\mathbf{w}} = \Sigma^{-1}(\mu_i - \mu_j)$, sendo Σ^{-1} a matriz de dispersão intraclasses. A representação gráfica da classificação é mostrada na Figura 1.14. Observa-se que, considerando uma função de densidade de probabilidade Gaussiana, por exemplo, para o caso particular de $w_0 = 0$, se o produto escalar entre o vetor de entrada e a projeção ótima é menor que zero, o vetor-teste pertence à classe i ; caso o produto seja maior que zero, pertence à classe j .

Figura 17.15. Classificação a partir do discriminante linear de Fisher: (a) fronteira de decisão ($w_0 = 0$), (b) amostra pertencente a i e (c) amostra pertencente a j

Fonte: próprios autores

Para se determinar w_0 , é necessário estabelecer-se qual a densidade de probabilidade do conjunto de dados. Considerando uma função Gaussiana (frequentemente usada e representativa de muitos fenômenos físicos e biológicos), como visto anteriormente, pode-se defini-la, para as classes i e j , como [Aggarwal 2015]:

$$f_i(\mathbf{x}) = \frac{1}{2\pi^{-p/2}\left|\Sigma_i\right|^{-1/2}} e^{-\frac{1}{2}(\mathbf{x}-\mu_i)^T \Sigma_i^{-1}(\mathbf{x}-\mu_i)} \qquad (39)$$

$$f_j(\mathbf{x}) = \frac{1}{2\pi^{-p/2}\left|\Sigma_j\right|^{-1/2}} e^{-\frac{1}{2}(\mathbf{x}-\mu_j)^T \Sigma_j^{-1}(\mathbf{x}-\mu_j)} \qquad (40)$$

em que $\boldsymbol{p}$ é a dimensão do conjunto de dados. A classificação é dada utilizando a função de densidade de probabilidade condicional, de forma que:

$$P(\mathbf{x} \in C \mid \mathbf{x}) = \frac{f(\mathbf{x} \mid \mathbf{x} \in C_i)P(\mathbf{x} \in C_i)}{f(\mathbf{x})} \propto f_i(\mathbf{x})\pi_i \qquad (41)$$

em que $f_i(\mathbf{x})$ é conhecida como função verossimilhança, e π_i é a probabilidade a priori para o conjunto i , neste caso. Na prática, essa probabilidade corresponde ao número de amostras de um conjunto dividido pelo total de amostras. Aplicando a função logaritmo e substituindo as funções de densidade de probabilidade Gaussianas, tem-se [Friedman 1989]:

$$\delta_i(\mathbf{x}) = -\ln(\pi_i) + \frac{1}{2}\log\left|\Sigma_i\right| + (\mathbf{x} - \mu_i)^T \Sigma_i^{-1}(\mathbf{x} - \mu_i) \qquad (42)$$

$$\delta_j(\mathbf{x}) = -\ln(\pi_j) + \frac{1}{2}\log\left|\Sigma_j\right| + (\mathbf{x} - \mu_j)^T \Sigma_j^{-1}(\mathbf{x} - \mu_j) \qquad (43)$$

Nota-se que o terceiro termo de cada equação corresponde à distância de Mahalanobis, podendo ser reescrito na forma de quadrado perfeito:

$$(\mathbf{x} - \mu_i)^T \Sigma_i^{-1}(\mathbf{x} - \mu_i) = \mu_i^T \Sigma_i^{-1}\mu_i - 2\mu_i^T \Sigma_i^{-1}\mathbf{x} + \mathbf{x}^T \Sigma_i^{-1}\mathbf{x} \qquad (44)$$

A fronteira corresponde a $\delta_i(\mathbf{x}) = \delta_j(\mathbf{x})$, ou, alternativamente, $\delta_i(\mathbf{x}) - \delta_j(\mathbf{x}) = 0$. Percebe-se que, ao se juntar cada parcela da equação, o termo $\mathbf{x}^T \Sigma_i^{-1}\mathbf{x}$ implica que a equação final de fronteira é de segunda ordem. Esse fato caracteriza a classificação como Análise de Discriminante Quadrático (*Quadratic Discriminant Analysis*). Um caso particular, comumente utilizado, dá-se para quando as matrizes de covariância para todas as classes são iguais (homocedasticidade), de forma que [Friedman 1989]:

$$\Sigma_i = \Sigma_j = \Sigma \qquad (45)$$

Caso essa hipótese seja feita, a classificação passa a ser Análise de Discriminante Linear (*Linear Discriminant Analysis*), pois os termos elevados ao quadrado se cancelam. A equação de fronteira geral para QDA é, portanto:

$$-\ln(\pi_i) + \frac{1}{2}\log|\Sigma_i| + (\mathbf{x} - \mu_i)^T \Sigma_i (\mathbf{x} - \mu_i) = -\ln(\pi_j) + \frac{1}{2}\log|\Sigma_j| + (\mathbf{x} - \mu_j)^T \Sigma_j (\mathbf{x} - \mu_j) \quad (46)$$

e a classificação é dada com:

$$\mathbf{x}^T \Sigma^{-1}(\mu_i - \mu_j) = \ln\left(\frac{\mu_i}{\mu_j}\right) - \frac{1}{2}(\mu_i^T \Sigma_i^{-1} \mu_i - \mu_j^T \Sigma_j^{-1} \mu_j) \quad (47)$$

Observa-se que a expressão acima é generalizada, e o termo w_0 se torna $w_0 = \ln\left(\frac{\mu_i}{\mu_j}\right) - \frac{1}{2}(\mu_i^T \Sigma_i^{-1} \mu_i - \mu_j^T \Sigma_j^{-1} \mu_j)$. Dessa forma, uma nova amostra pertence ao conjunto i caso:

$$\mathbf{x}^T \Sigma^{-1}(\mu_i - \mu_j) < \ln\left(\frac{\mu_i}{\mu_j}\right) - \frac{1}{2}(\mu_i^T \Sigma_i^{-1} \mu_i - \mu_j^T \Sigma_j^{-1} \mu_j) \quad (48)$$

E, alternativamente, ao conjunto j caso:

$$\mathbf{x}^T \Sigma^{-1}(\mu_i - \mu_j) > \ln\left(\frac{\mu_i}{\mu_j}\right) - \frac{1}{2}(\mu_i^T \Sigma_i^{-1} \mu_i - \mu_j^T \Sigma_j^{-1} \mu_j) \quad (49)$$

Ao se considerar a hipótese de homocedasticidade, a QDA se torna o próprio coeficiente de Fisher. Para a visualização do efeito dessa técnica, considere, novamente, as componentes principais da Figura 17.12 (3 eletrodos e 14 rodadas, configuração escolhida, como abordado anteriormente, para tal efeito); se as estimativas da função de densidade de probabilidade são feitas para cada componente, tem-se o resultado mostrado na Figura 17.15. Nota-se que as curvas se sobrepõem consideravelmente uma em relação a outra, sendo, portanto, difícil de estabelecer uma fronteira entre elas.

Figura 17.16. Efeito de superposição das estimativas de função de densidade de probabilidade para as componentes principais: (a) subespaço de componentes principais, (b) estimativa da primeira componente, (c) estimativa da segunda componente e (d) estimativa da terceira componente

Fonte: próprios autores

A Figura 17.16, por sua vez, apresenta os mesmos dados, porém após aplicação do algoritmo LDA; isto é, estes dados estão projetados nas componentes que melhor os separam. Observa-se que há, não obstante um certo grau de sobreposição, uma melhora na separação entre as estimativas das funções de densidade de probabilidade, especialmente para a componente LD_1 , representativa do maior autovetor LDA.

Figura 17.17. Estimativas da função de densidade de probabilidade para as componentes principais após aplicação da LDA: (a) novas componentes após rotação dos eixos, (b) estimativa da primeira nova componente, (c) estimativa da segunda nova componente e (d) estimativa da terceira nova componente

Fonte: próprios autores

Para a aplicação das equações de fronteira LDA e QDA, por fim, as duas componentes principais após LDA são escolhidas. Assim, tem-se o equivalente a duas características apenas, e o processo de classificação se torna mais acessível. A Figura 17.17 mostra, em 2 dimensões, a configuração da Figura 17.16. Salienta-se, novamente, que este modelo é representativo de um caso particular (3 eletrodos, 14 rodadas) criado para melhor entendimento e visualização dos conjuntos, equivalente a $k = 1$ para a validação cruzada.

Figura 17.18. Subespaço de duas dimensões com as componentes principais após LDA

Fonte: próprios autores

As Figuras 17.18 a 17.22 apresentam as curvas obtidas neste caso para a classificação entre pares de grupos: à esquerda, LDA; à direita, QDA. As Tabelas 2 e 3, por sua vez, apresentam os coeficientes de suas respectivas equações gerais entre pares ($k = 1$). O intuito é obter um sistema a partir do conjunto de equações linares ou não lineares e, respeitando as restrições, classificar uma nova amostra adicionada ao subespaço. As classificações são consideradas corretas apenas se todas as combinações que envolvem uma frequência indicam o mesmo resultado. Observa-se, de maneira geral, que ambas as técnicas demonstram ser eficazes em separar as amostras; não obstante, a QDA proporciona uma fronteira mais flexível.

$$\zeta_0 + \zeta_1 LD_1 + \zeta_2 LD_2 = 0 \qquad (50)$$

$$\zeta_0 + \zeta_1 LD_1 + \zeta_2 LD_2 + \zeta_3 LD_1 \leq + \zeta_4 LD_1 LD_2 + \zeta_5 LD_2 \leq = 0 \qquad (51)$$

Tabela 1.3. Coeficientes para as equações obtidas a partir da LDA (Eq. 50).

Frequência (Hz)	ζ_0	ζ_1	ζ_2
9,75 e 8,75	3,3150	0,2267	0,0226
9,75 e 7,75	3,7953	0,1578	0,0640
9,75 e 5,75	-0,1842	0,0842	-0,2033
8,75 e 7,75	1,8554	-0,1588	0,1618
9,75 e 5,75	-1,5907	-0,2191	-0,1897
7,75 e 5,75	-5,0056	0,0364	-0,3674

Fonte: próprios autores.

Tabela 1.4. Coeficientes para as equações obtidas a partir da QDA (Eq. 51).

Frequência (Hz)	ζ_0	ζ_1	ζ_2	ζ_3	ζ_4	ζ_5
9,75 e 8,75	0,4874	0,2548	0,0037	-0,0008	0,0013	-0,0002
9,75 e 7,75	2,1972	0,0649	0,1637	-0,0011	0,0030	-0,0011
9,75 e 5,75	-2,2314	0,0688	-0,2035	-0,0019	0,0016	-0,0004
8,75 e 7,75	-2,2314	0,0688	-0,2035	-0,0019	0,0016	-0,0004
9,75 e 5,75	-2,7189	-0,1860	-0,2072	-0,0010	0,0003	-0,0002
7,75 e 5,75	-4,4286	0,0040	-0,3673	-0,0007	-0,0014	0,0007

Fonte: próprios autores.

Figura 17.19. Fronteira resultante utilizando (a) LDA e (b) QDA para os conjuntos de 9,75 Hz e 8,75 Hz

Fonte: próprios autores

Figura 17.20. Fronteira resultante utilizando (a) LDA e (b) QDA para os conjuntos de 9,75 Hz e 7,75 Hz

Fonte: próprios autores

Figura 17.20. Fronteira resultante utilizando (a) LDA e (b) QDA para os conjuntos de 9,75 Hz e 5,75 Hz

Fonte: próprios autores

Figura 17.22. Fronteira resultante utilizando (a) LDA e (b) QDA para os conjuntos de 8,75 Hz e 7,75 Hz

Figura 17.23. Fronteira resultante utilizando (a) LDA e (b) QDA para os conjuntos de 8,75 Hz e 5,75 Hz

Figura 17.24. Fronteira resultante utilizando (a) LDA e (b) QDA para os conjuntos de 7,75 Hz e 5,75 Hz

Fonte: próprios autores

A Tabela 1.5, por fim, apresenta as porcentagens de acerto das duas técnicas em questão, aplicando-se validação cruzada para $k = 20$ (isto é, k iterações são realizadas, cada qual retirando-se um subconjunto D_i qualquer, $i = 1, \ldots, k$, e construindo o modelo de classificação de dados com os $k - 1$ subconjuntos restantes) para o modelo completo: 3 eletrodos e 20 rodadas. Nota-se que o desempenho da QDA é ligeiramente superior ao da LDA neste caso.

Tabela 1.5. Porcentagem de acerto após aplicação de LDA e QDA.

Número de validações	LDA (%)	QDA (%)
20	98,19	98,47

Fonte: próprios autores.

17.2.4. Máquina de Vetores de Suporte (SVM)

O conceito de SVM envolve a separação (e, consequentemente, a classificação) de dois conjuntos de dados a partir da busca de um hiperplano que maximize a distância entre eles [Bishop 2006]. Considerando que esses conjuntos apresentem amostras positivas (conjunto ***i***, por exemplo) e amostras negativas (conjunto ***j***), o hiperplano, ou fronteira de decisão, encontra-se entre as amostras – mais precisamente, equidistante entre as amostras [Ben-Hur et al. 2008] – de cada conjunto mais próximas entre si (conhecidas como vetores de suporte). Com a introdução de uma nova amostra $\mathbf{u}$, de classe previamente desconhecida, a classificação se dá a partir de sua projeção no vetor $\mathbf{w}$, perpendicular ao hiperplano de separação, e da seguinte regra de decisão:

$$\mathbf{w} \cdot \mathbf{u} \geq c \quad (52)$$

em que c é uma constante, valor de referência que delimita se uma amostra é positiva ou negativa. A Figura 1.24a apresenta uma ilustração desse conceito. Alternativamente, pode-se reescrever essa equação como [Bishop 2006; Ben--Hur et al. 2008]:

$$\mathbf{w} \cdot \mathbf{u} + b \geq 0 \quad (53)$$

que é similar à vista no caso da LDA/QDA. Desta forma, também é possível estabelecer que [Bishop 2006]:

$$\mathbf{x}_i^T \mathbf{w} + b \geq +1, \quad \mathrm{y_i} = +1 \quad (54)$$

$$\mathbf{x}_i^T \mathbf{w} + b \leq -1, \quad \mathrm{y_i} = -1 \quad (55)$$

em que $\mathrm{y_i}$ corresponde a cada classe. Ou, de modo a reduzir o número de equações [Bishop 2006; Ben-Hur et al. 2008]:

$$\mathrm{y_i}(\mathbf{x}_i^T \mathbf{w} + b) - 1 \geq 0 \quad (56)$$

Para se realizar a classificação, basta definir, portanto, $\mathbf{w}$ e b . Para tal, é necessário mensurar o valor entre as margens, de modo que se possa maximizá-lo; esse processo é feito considerando-se a diferença entre os vetores de suporte, como mostra a Figura 17.24b. A projeção dessa diferença no vetor **w** resulta na medida real entre as margens [Bishop 2006; Ben-Hur et al. 2008]:

$$f(\mathbf{w}) = (\mathbf{x}_+ - \mathbf{x}_-) \cdot \frac{\mathbf{w}}{\|\mathbf{w}\|} \qquad (57)$$

Figura 17.25. Conceito de SVM: (a) Introdução de nova amostra e (b) diferença entre margens

Fonte: próprios autores

Isolando-se os termos $\mathbf{x}_+$ e $\mathbf{x}_-$ na Eq. 56, tem-se:

$$\mathbf{x}_+ = \frac{1-b}{\mathbf{w}} \qquad (58)$$

$$\mathbf{x}_- = \frac{-1-b}{\mathbf{w}} \qquad (59)$$

Equações que, combinadas a $f(\mathbf{w})$, tornam-se:

$$f(\mathbf{w}) = \frac{2}{\|\mathbf{w}\|} \qquad (60)$$

Logo, para que se obtenha a maior distância entre as margens, é preciso que $f(\mathbf{w})$ seja o valor máximo. Entre outras palavras, $\|\mathbf{w}\|$ deve ser mínimo. Alternativamente, portanto, a distância pode ser escrita como uma função-objetivo de minimização [Bishop 2006; Ben-Hur et al. 2008]:

$$f(\mathbf{w}) = \min\left\{\frac{1}{2}\|\mathbf{w}\| \leq\right\} \qquad (61)$$

Nota-se que houve uma pequena adequação, que é considerada apenas para tornar os cálculos das derivadas a seguir mais convenientes. Assim como visto para a PCA, esse problema é abordado a partir dos multiplicadores de Lagrange, em que a função-objetivo é, neste caso, $f(\mathbf{w})$, e a restrição, $g(\mathbf{w}) = y_i(\mathbf{x}_i^T \mathbf{w} + b) - 1$. Consequentemente, aplicando-se a Lagrangiana:

$$L(\mathbf{w}, \lambda_i, b) = f(\mathbf{w}) - \lambda_i g(\mathbf{w}) \qquad (62)$$

assim, busca-se por pontos em que:

$$\nabla L(\mathbf{w}, \lambda_i, b) = 0 \qquad (63)$$

Desse modo, a Lagrangiana torna-se:

$$L(\mathbf{w}, \lambda_i, b) = \frac{1}{2}\|\mathbf{w}\| \leq -\sum_{i-1}^{P} \lambda_i [y_i(\mathbf{x}_i^T \mathbf{w} + b) - 1] \qquad (64)$$

A partir do gradiente $\nabla L(\mathbf{w}, \lambda_i, b)$, pode-se estabelecer novamente as condições KKT, que no contexto de SVM são:

$$\frac{\partial L(\mathbf{w}, \lambda_i, b)}{\partial \mathbf{w}} = \mathbf{w} - \sum_{i=1}^{P} \lambda_i y_i \mathbf{x}_i = 0 \qquad (65)$$

$$\frac{\partial L(\mathbf{w}, \lambda_i, b)}{\partial \lambda_i} = y_i(\mathbf{x}_i^T \mathbf{w} + b) = 0 \qquad (66)$$

$$\frac{\partial(\mathbf{w}, \lambda_i, b)}{\partial b} = \sum_{i=1}^{P} \lambda_i y_i = 0 \qquad (67)$$

Esse conjunto de equações, quando resolvido simultaneamente, resulta nos valores para ***w*** e ***b***. Observa-se que $\mathbf{w} = \sum_{i=1}^{P} \lambda_i y_i \mathbf{x}_i$, ou seja, uma combinação linear das amostras. Assim, a Lagrangiana pode ser escrita como:

$$L(\mathbf{w}, \lambda_i, b) = \frac{1}{2}\sum_{i=1}^{P}\sum_{j=1}^{P} \lambda_i \lambda_j y_i y_j \mathbf{x}_i^T \mathbf{x}_j + \sum_{i=1}^{P} \lambda_i \qquad (68)$$

Finalmente, a regra de decisão se torna:

$$\sum_{i=1}^{P} \lambda_i y_i \mathbf{x}_i^T \mathbf{u} + b \geq 0, \quad \mathbf{u} \in i = + \qquad (69)$$

$$\sum_{i=1}^{P} \lambda_i y_i \mathbf{x}^T{}_i \mathbf{u} + b \geq 0, \quad \mathbf{u} \in i = - \qquad (70)$$

A fronteira de decisão, neste caso, baseia-se no fato de as amostras serem linearmente separáveis. Caso isso não ocorra, pode-se aplicar funções *kernel* em SVM, de modo a realizar uma transformação para um novo espaço onde elas sejam, por fim, separáveis, como apresentado na Figura 17.26.

Figura 17.26. Transformação de amostras para um novo espaço após aplicação de função kernel

Fonte: próprios autores

Para o caso linear, a função *kernel* é definida como [Bishop 2006]:

$$\phi(\mathbf{x}_i, \mathbf{x}_j) = \mathbf{x}_i^T \mathbf{x}_j \qquad (71)$$

Para os casos não lineares, funções kernel comumente usadas são a exponencial (também chamada de Gaussiana, ou Radial Basis Function – RBF), a polinomial, e a sigmoide [Bishop 2006; Yekkehkhany et al. 2014], apresentadas, respectivamente, a seguir:

$$\phi(\mathbf{x}_i, \mathbf{x}_j) = \exp\left(-\frac{\left\|\mathbf{x}_i - \mathbf{x}_j\right\|\leq}{\gamma}\right) \qquad (72)$$

$$\phi(\mathbf{x}_i, \mathbf{x}_j) = (\mathbf{x}_i^T \mathbf{x}_j + \alpha)^n \qquad (73)$$

$$\phi(\mathbf{x}_i, \mathbf{x}_j) = \tanh(\mathbf{x}_i^T \mathbf{x}_j + \alpha) \qquad (74)$$

em que n , α , e γ são constantes e $\exp$ e $\tanh$ são as funções exponencial e tangente hiperbólico, respectivamente; α , normalmente, é escolhido para ser igual a 0 ou 1, n está ligado ao grau de controle de flexibilidade do classificador resultante considerando kernel polinomial, e γ desenvolve um papel similar, porém para o kernel Gaussiano, controlando seu comprimento [Ben-Hur et al. 2008]. Em termos de implementação computacional, o SVM é originalmente desenvolvido para separar classes binárias [Cortes e Vapnik 1995, apud Ma e Guo 2014], e deve-se adotar algumas estratégias para quando há mais de duas delas, caso comum na prática:

- Abordagem um versus o restante (1VR) [Tax; Duin, 1999]: considera uma classe versus as demais concomitantemente; sua vantagem é reduzir o número de classes e simplificar a aplicação da técnica; a desvantagem, por sua vez, é que, embora torne o problema de otimização novamente binário, pode causar um problema de desbalanceamento do número de amostras, especialmente quando o número total de classes é grande, ignorando possíveis classificações corretas do grupo menor;

- Abordagem um versus um (1V1) [Kreβel 1999, apud Ma e Guo 2014]: classifica as classes em pares; se existem, por exemplo, m classes, há $m(m-1)/2$ classificadores binários individuais. Essa abordagem considera como grupo correto aquele que obtém maior número de votos (semelhante ao realizado para LDA/QDA);
- Abordagem direta [Bredensteiner e Bennett 1999; Crammer e Singer 2001, Guermeur 2002; Khan, Awad e Thuraisingham 2007, apud Ma e Guo (2014)]: aplica um modelo multiclasse, tornando o problema de otimização apenas um; a vantagem é a sofisticação e generalização da técnica, porém a um custo de complexidade computacional relativamente alto.

Para clareza de entendimento, apresenta-se, a seguir, a classificação utilizando SVM; neste caso, considera-se as mesmas amostras em dimensão reduzida, isto é, após PCA. Optou-se por aplicar a abordagem 1V1 e testar todas as funções kernel mencionadas, sendo que os parâmetros SVM foram ajustados para $\alpha = 0$, $\gamma = 1$, e $n = 3$ (valores comumente empregados), devido ao fato de que, para graus altos do polinômio ou γ muito baixos, observou-se baixas porcentagens de acerto, podendo causar sobreajuste (overfitting) ou desempenho sub-ótimo [Ben-Hur et al. 2008]. A Tabela 1.6 apresenta as porcentagens de acerto para todas as funções consideradas. Observa-se que, de forma geral, as classificações são eficientes, e o kernel que fornece a melhor delas é o Gaussiano.

Tabela 1.6. Porcentagem de acerto para após aplicação de SVM.

Número de validações	Linear (%)	Sigmoide (%)	Polinomial (%)	Gaussiano (%)
20	93,75	87,50	93,75	97,92

Fonte: próprios autores.

17.2.5. Comparação entre classificadores

Conforme visto nas seções anteriores, cada classificador estatístico apresenta suas peculiaridades, o que resulta em porcentagens de acerto distintas, não implicando, a princípio, em superioridade de um em detrimento do outro. É necessário, pois, aplicá-los (preferencialmente) em conjunto, visto que cada banco de dados representativos de fenômenos diferentes se comporta de uma forma, bem como tais classificadores têm vantagens e desvantagens inerentes; a saber:

- Análise de Correlação Canônica (CCA): a CCA é um classificador por definição. Nota-se que, de forma geral, fornece bons resultados na identificação para os casos em estudo, especialmente considerando que este classificador utiliza, em sua formulação clássica, como apresentado, banco de sinais artificiais de comparação. Isto é, não necessita de aquisição de sinais reais para se construir um banco de treinamento, o que implica em maior flexibilidade, ausência de um pré-processamento complexo (resultando no processamento do EEG diretamente no domínio do tempo), e maior generalização para usuários de sistemas ICM. Não obstante, dentre os classificadores apresentados (considerando o melhor desempenho de cada caso), obteve a menor porcentagem de acerto, o que indica que banco de sinais artificiais são, de fato, limitados para perceber as características existentes nos sinais EEG;
- Análise de Componentes Principais (PCA): a partir da PCA, é possível visualizar, de forma geral, a influência da posição dos eletrodos na disposição final do subespaço de componentes principais;

quanto mais próximos estão da região de atividade neural sendo empenhada em específico (córtex visual, região occipital, neste caso), maior é a separabilidade resultante entre os grupos originados por amostras de frequências distintas. Para os dados apresentados, a distância Euclidiana se mostra mais eficiente na classificação, enquanto que a de Mahalanobis tem um desempenho inferior. Apesar dos resultados promissores, as desvantagens do uso da PCA são, essencialmente, três: i) não é, a princípio, um classificador, sendo necessária uma etapa extra de manipulação das amostras; ii) a escolha da métrica de classificação pode ser um complicador, e deve ser feita com cautela, não sendo passível de generalização; iii) por fim, a obtenção de um grupo de dados de treino é uma etapa indispensável;

- Análise de Discriminante Linear/Quadrático (LDA/QDA): com a aplicação da LDA/QDA, por sua vez, obtém-se um efeito interessante de separabilidade relacionada às distribuições de probabilidade, o que, a princípio, fornece maiores subsídios para uma classificação mais criteriosa. Os conceitos de LDA/QDA, a partir do estabelecimento de fronteiras de decisão, são, ambos, classificadores estatísticos, e forneceram bons resultados a partir da porcentagem de acerto. Não obstante, especialmente quando há um número expressivo de dados, também é necessária uma etapa de redução de dimensionalidade antes de sua aplicação, caso contrário o tratamento das amostras, embora possível, torna-se impraticável; o treinamento do classificador é, portanto, uma etapa indispensável. Ademais, ainda que mais criterioso a priori, LDA e QDA tiveram um desempenho apenas ligeiramente superior ao da PCA com uso de distância Euclidiana, o que evidencia que há maior complexidade — mesmo com efeitos visual e qualitaviamente ricos em informação — pode não justificar sua utilização;
- Máquina de Vetores de Suporte (SVM): SVM é, da mesma forma, um classificador por definição. Sua concepção, equacionamento e aplicação são bem fundamentados e, especialmente para o caso do kernel Gaussiano, fornece bons resultados na classificação dos dados. Em todo caso, além de exigir, normalmente, redução de dimensionalidade, é de maior complexidade computacional e requer etapa de treinamento. Além disso, a escolha da função kernel pode ser um complicador, gerando resultados diferentes para os mesmos conjuntos de amostras. Ou seja, é uma técnica elaborada, porém exige conhecimento e domínio maiores — principalmente para se aplicar a formulação multiclasse — que nem sempre é conveniente e justificável, especialmente considerando as porcentagens de acerto menores em comparação à PCA com distância Euclidiana, por exemplo, técnica relativamente mais simples.

Como abordado neste capítulo, a aquisição e processamento de sinais EEG revela aspectos interessantes sobre as regiões cerebrais, suas funções nas ações humanas, e dinâmica cerebral como um todo. Em particular, o protoclo SSVEP, cuja aplicação é relativamente simples, evidencia a resposta da região occipital a estímulos de natureza visual, e permite a aplicação de técnicas para o reconhecimento de padrões existentes nesses sinais. Dentre essas técnicas, os classificadores estatísticos compreendem ferramentas úteis e precisas (devido às boas porcentagens de acerto, como visto) no processo de reconhecimento de padrões eletroecenfalográficos explorados neste estudo. Portanto, salienta-se que o desenvolvimento de sistemas de interface cérebro-máquina apresenta-se como relevante para auxiliar indivíduos com restrições motoras em seu processo de retomada de comunicação, controle e autonomia, bem como para a melhora na qualidade de vida das pessoas de forma geral. Este capítulo revela, também, a indissociabilidade que deve existir entre diferentes áreas de estudo, como a médica e engenharia, neste caso, para atingir esse objetivo.

Lista de símbolos:

f_0 - Frequência de estímulo no protocolo SSVEP
x - Variável aleatória qualquer
y - Variável aleatória qualquer
σ - Desvio-padrão de um conjunto de dados
μ - Média de um conjunto de dados
P - Número de pontos
$E[\ ]$ - Operador expectativa
$\mathbf{X}$ - Conjunto de variáveis aleatórias
I_1 - Dimensão do conjunto dos reais
J - Dimensão do conjunto dos reais
$\mathbf{Y}$ - Conjunto de variáveis aleatórias
I_2 - Dimensão do conjunto dos reais
$\mathbf{w}$ - Transformação linear (autovetor)
$\tilde{\mathbf{x}}$ - Variável canônica (CCA)
$\tilde{\mathbf{y}}$ - Variável canônica (CCA)
E - Número de eletrodos
$\mathbf{Y}_m$ - Sinais de referência para a *m*-ésima frequência de estímulo (SSVEP)
f_m - *m*-ésima frequência de estímulo (SSVEP)
m - Constante $\in \mathbb{Z}^+$
M - Constante $\in \mathbb{Z}^+$
H - Número de harmônicos
t - Vetor tempo
F - Frequência de amostragem
$\mathbf{S}$ - Matriz de covariância
$\tilde{\boldsymbol{\rho}}^2$ - Matriz de autovalores (CCA)
$\mathbf{A}$ - Matriz do problema de autovalores e autovetores
$\tilde{\mathbf{x}}$ - Matriz de autovetores (problema de autovalores e autovetores)
Φ - Matriz de autovalores (problema de autovalores e autovetores)
$\rho_{m,\max}$ - Máximo autovalor para a *m*-ésima frequência de estímulo (SSVEP)
$\tilde{\boldsymbol{\rho}}_m$ - Matriz de autovalores para a *m*-ésima frequência de estímulo (SSVEP)
$\hat{f}$ - Frequência reconhecida no protocolo SSVEP
K - Dimensionalidade de um espaço qualquer
N - Dimensionalidade de um subespaço após PCA
$L(\ )$ - Lagrangiana
$f(\ )$ - Função-objetivo do problema de otimização
$g(\ )$ - Função de restrição do problema de otimização
λ - Multiplicadores de Lagrange
∇ - Opeador gradiente
d_e - Distância Euclidiana
d_m - Distância de Mahalanobis
$\mathbf{p}_{cp}$ - Vetor de projeção dos dados originais nas componentes principais (PCA)
$\mathbf{q}_t$ - Vetor de projeção dos dados de teste nas componentes principais (PCA)
D - Subconjunto de dados para validação cruzada
k - Número de iterações
$\mathbf{x}$ - Série de dados qualquer
$\tilde{\mu}$ - Média de um conjunto de dados após projeção usando LDA
$\tilde{\mathbf{S}}$ - Matriz de covariância após projeção usando LDA
$J(\mathbf{w})$ - Discriminante linear de Fisher
$\mathbf{S}_b$ - Matriz de dispersão interclasse (LDA)
$\mathbf{S}_w$ - Matriz de dispersão intraclasse (LDA)
$\mathbf{z}$ - Vetor-teste de entrada (LDA)
$\tilde{\mathbf{w}}$ - Vetor de projeção para classificação (LDA)
w_0 - Constante $\in \sim$
Σ^{-1} - Inversa da matriz de dispersão intraclasses para o maior autovetor (LDA)
$f_h(\ )$ - Função de densidade de probabilidade de um conjunto de dados h qualquer
Σ_h - Matriz de covariância de um conjunto de dados h qualquer
$P(\ )$ - Probabilidade de um evento
p - Dimensão de um conjunto de dados
π_h - Probabilidade a priori de um conjunto de dados h qualquer
$\delta_h(\ )$ - Equação para a fronteira de separação de um conjunto de dados h qualquer
ζ - Coeficientes para as equações de fronteira (LDA ou QDA)
$\mathbf{u}$ - Vetor que representa uma nova amostra para classificação (SVM)
b - Constante $\in \sim$
$\phi(\ )$ - Função *kernel*
γ - Constante $\in \sim$
n - Constante $\in \mathbb{Z}^+$
α - Constante $\in \sim$

Lista de siglas:

ICM - Interface Cérebro-Máquina

EEG - Eletroencefalograma

SSVEP - Steady-State Visual-Evoked Potentials

PSPs - Potenciais Pós-Sinápticos

LED - Light Emitting Diode

CCA - Canonical Correlation Analysis

PCA - Principal Component Analysis

LDA - Linear Discriminant Analysis

QDA - Quadratic Discriminant Analysis

SVM - Support Vector Machine

KKT - Condições de Karush-Kuhn-Tucker

Agradecimentos

Os autores expressam seus agradecimentos à Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" (UNESP), à Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP), e ao Grupo de Materiais e Sistemas Inteligentes (GMSINT), da Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira (FEIS).

Referências

AGGARWAL, C. C. Outlier analysis. In: SPRINGER. Data mining. [S.l.], 2015. p. 237—263.

BERTSEKAS, D. P. Constrained optimization and Lagrange multiplier methods. London: Academic press, 2014.

BEVERINA, F.; PALMAS, G.; SILVONI, S.; PICCIONE, F.; GIOVE, S. et al. User adaptive BCIs: SSVEP and P300 based interfaces. PsychNology Journal, Citeseer, v. 1, n. 4, p. 331—354, 2003.

BIN, G.; GAO, X.; YAN, Z.; HONG, B.; GAO, S. An online multi-channel SSVEP-based brain-computer interface using a canonical correlation analysis method. Journal of Neural Engineering, Bristol, v. 6, n. 4, p. 046002, 2009.

BISHOP, C. M. Pattern Recognition and Machine Learning. London: Springer, 2006.

BREDENSTEINER, E. J.; BENNETT, K. P. Multicategory classification by support vector machines. In: Computational Optimization. London: Springer, 1999. p. 53—79.

CHAUDHARY, U.; BIRBAUMER, N.; RAMOS-MURGUIALDAY, A. Brain--computer interfaces for communication and rehabilitation. Nature Reviews Neurology, London, v. 12, n. 9, p. 513, 2016.

CHEN, J.; ZHANG, D.; ENGEL, A. K.; GONG, Q.; MAYE, A. Application of a single-flicker online SSVEP BCI for spatial navigation. PloS One, San Francisco, v. 12, n. 5, p. e0178385, 2017.

COMMONS, C. Attribution 4.0 International (CC BY 4.0). [S.l.], 2018. Disponível em: https://creativecommons.org/licenses/by/4.0. Acesso em: 22 de out. 2018.

CORTES, C.; VAPNIK, V. Support-vector networks. Machine Learning, New York, v. 20, n. 3, p. 273—297, 1995.

CRAMER, S. C.; BENSON, R. R.; KAPLAN, J. D.; PARKER, R. A.; KWONG, K. K.; KENNEDY, D. N.; FINKLESTEIN, S. P.; ROSEN, B. R. et al. A functional MRI study of subjects recovered from hemiparetic stroke. Stroke, Waltham, 1997.

CRAMMER, K.; SINGER, Y. On the algorithmic implementation of multiclass kernel-based vector machines. Journal of Machine Learning Research, Brookline, v. 2, p. 265—292, mar. 2002.

DUDA, R. O.; HART, P. E.; STORK, D. G. Pattern classification. New York: John Wiley & Sons, 2012.

EVA, O. D.; LAZAR, A. M. Comparison of classifiers and statistical analysis for eeg signals used in brain computer interface motor task paradigm. International Journal of Advanced Research in Artificial Intelligence on IJARAI, Citeseer, v. 4, n. 1, p. 8—12, 2015.

FISHER, R. A. The use of multiple measurements in taxonomic problems. Annals of Eugenics, Chichester, v. 7, n. 2, p. 179—188, 1936.

FRIEDMAN, J. H. Regularized discriminant analysis. Journal of the American Statistical Association, Alexandria, v. 84, n. 405, p. 165—175, 1989.

GAREY, L. J. Brodmann's localisation in the cerebral cortex. New Jersey: World Scientific, 2006.

GOLDBERGER, A. L.; AMARAL, L. A. N.; GLASS, L.; HAUSDORFF, J. M.; IVANOV, P. C.; MARK, R. G.; MIETUS, J. E.; MOODY, G. B.; PENG, C.-K.; STANLEY, H. E. Physiobank, physiotoolkit, and physionet: Components of a new research resource for complex physiologic signals. Circulation, Waltham, v. 101, n. 23, p. e215—e220, 2000.

GUERMEUR, Y. Combining discriminant models with new multi-class SVMs. Pattern Analysis & Applications, New York, v. 5, n. 2, p. 168—179, 2002.

HOTELLING, H. Relations between two sets of variates. Biometrika, Oxford, v. 28, n. 3/4, p. 321—377, 1936.

IZHIKEVICH, E. M. Dynamical systems in neuroscience. Cambridge: MIT press, 2007.

KRESSEL, U. Pairwise classification and support vector machines. Cambridge: MIT Press, 1999.

KWAK, N.-S.; MÜLLER, K.-R.; LEE, S.-W. A convolutional neural network for steady state visual evoked potential classification under ambulatory environment. PloS one, San Francisco, v. 12, n. 2, p. e0172578, 2017.

LAFLEUR, K.; CASSADY, K.; DOUD, A.; SHADES, K.; ROGIN, E.; HE, B. Quadcopter control in three-dimensional space using a noninvasive motor imagery--based brain-computer interface. Journal of Neural Engineering, v. 10, n. 046003, p. 15, 2013.

LI, Y.; BIN, G.; GAO, X.; HONG, B.; GAO, S. Analysis of phase coding SSVEP based on canonical correlation analysis (CCA). In: INTERNATIONAL IEEE/EMBS CONFERENCE ON NEURAL ENGINEERING, 5th, 2011, Cancun. Proceedings […]. Piscataway: IEEE. p. 368—371.

MA, Y.; GUO, G. Support vector machines applications. New York: Springer, 2014.

MACHADO, A. Neuroanatomia Funcional. New York: Aesculapius, 1993.

NAKANISHI, M.; WANG, Y.; WANG, Y.-T.; JUNG, T.-P. A comparison study of canonical correlation analysis based methods for detecting steady-state visual evoked potentials. PloS One, San Francisco, v. 10, n. 10, p. e0140703, 2015.

NEWLAND, D. E. An introduction to random vibrations, spectral & wavelet analysis. New York: John Wiley & Sons, 1993.

NIEDERMEYER, E.; SILVA, F. L. da. Electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2005.

OIKONOMOU, V. P.; LIAROS, G.; GEORGIADIS, K.; CHATZILARI, E.; ADAM, K.; NIKOLOPOULOS, S.; KOMPATSIARIS, I. Comparative evaluation of state-of-the-art algorithms for SSVEP-based BCIs. [S.I.]: Technical Report, 2016, 30 p.

SCHALK, G.; MCFARLAND, D. J.; HINTERBERGER, T.; BIRBAUMER, N.; WOLPAW, J. R. BCI2000: a general-purpose brain-computer interface (BCI) system. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Piscataway, v. 51, n. 6, p. 1034—1043, 2004.

SHIAVI, R. Introduction to applied statistical signal analysis: guide to biomedical and electrical engineering applications. [S.l.]: Elsevier, 2006.

TAX, D. M.; DUIN, R. P. Data domain description using support vectors. In: EUROPEAN SYMPOSIUM ON ARTIFICIAL NEURAL NETWORKS, 1999, Bruges. Proceedings […]. [S.l.]: D-Facto, 1999, v. 99, p. 251—256.

VOLOSYAK, I.; CECOTTI, H.; GRÄSER, A. Optimal visual stimuli on LCD screens for SSVEP based brain-computer interfaces. In: INTERNATIONAL IEEE/EMBS CONFERENCE ON NEURAL ENGINEERING, 4th, 2009, Antalya. Proceedings […]. Piscataway: IEEE, 2009. p. 447—450.

WOLPAW, J. R.; BIRBAUMER, N.; MCFARLAND, D. J.; PFURTSCHELLER, G.; VAUGHAN, T. M. Brain--computer interfaces for communication and control. Clinical Neurophysiology, Shannon, v. 113, n. 6, p. 767—791, 2002.

YEAGER, M.; GREGORY, B.; KEY, C.; TODD, M. On using robust mahalanobis distance estimations for feature discrimination in a damage detection scenario. Structural Health Monitoring, London, v. 18, n. 1, p. 245—253, 2018.

YEKKEHKHANY, B.; SAFARI, A.; HOMAYOUNI, S.; HASANLOU, M. A comparison study of different kernel functions for SVM-based classification of multi-temporal polarimetry SAR data. The International Archives of Photogrammetry, Remote Sensing and Spatial Information Sciences, Goettingen, v. 40, n. 2, p. 281, 2014.

YU, H.; YANG, J. A direct LDA algorithm for high-dimensional data with application to face recognition. Pattern Recognition, Amsterdam, v. 34, n. 10, p. 2067—2070, 2001.

ZHANG, Y. Yu Zhang Research. 2018. Disponível em: http://yuzhangresearch.weebly.com/research.html. Acesso em: 22 out. 2018.

ZHANG, Y.; ZHOU, G.; JIN, J.; WANG, X.; CICHOCKI, A. Frequency recognition in SSVEP-based BCI using multiset canonical correlation analysis. International Journal of Neural Systems, Singapore, v.

18. CÂNCER DE MAMA E ANÁLISE MAMOGRÁFICA INTELIGENTE

Lizianne Priscila M. Souto, Msc. e Marcelino Pereira S. Silva, Dr.

Abstract

Breast cancer is one of the diseases that most affects women and that causes deaths in the world. Developing countries, such as Brazil, are the most affected due the high mortality rate caused by discovery at an advanced stage. The World Health Organization (WHO) projects for the year 2030 an average of 27 million new cases of breast cancer in the world, which may result in 17 million deaths. One of the most important and effective exams for the early detection of breast cancer is the mammography, but due to reasons such as specialist limitations, about 10% to 30% of breast lesions are not identified. A solution to this problem is the use of Computer Aided Diagnostic (CAD) systems, which work as an image reader to assist specialists in the interpretation and decision-making providing them a second opinion about the diagnosis. In general, CAD systems have techniques to improve image quality and, consequently, the visualization and location of suspicious lesions, as well as extracting features from the images and classifying the findings according to their probability of malignancy. Due to the relevance of such context, the main concepts about breast anatomy, breast cancer and Computer Aided Diagnostic are defined in this chapter. In addition, different types of breast lesions and medical imaging modalities for the diagnosis of this cancer are presented. Finally, two CAD systems are mentioned, which technological aspects advance rapidly, aiming to improve the computer-aided diagnosis using intelligent and innovative methodologies, techniques and tools. Keywords: Breast cancer, computer-aided diagnosis, mammography.

Resumo

O câncer de mama é uma das doenças que mais atinge as mulheres e que mais causa mortes no mundo. Países em desenvolvimento, como o Brasil, são os mais afetados devido ao alto índice de mortalidade causado pela sua descoberta já em estágio avançado. A Organização Mundial da Saúde (OMS) projeta para o ano de 2030 uma média de 27 milhões de novos casos de câncer de mama no mundo, o que pode resultar em 17 milhões de mortes. Um dos exames mais importantes e eficazes para a detecção precoce do câncer de mama é a mamografia, mas por motivos como limitações próprias do especialista, cerca de 10% a 30% das lesões mamárias não são identificadas. Uma solução para esse problema é a utilização de sistemas de Diagnóstico Auxiliado por Computador (CAD), os quais atuam como um leitor de imagens para auxiliar especialistas na interpretação e na tomada de decisão, fornecendo-lhes uma segunda opinião sobre o diagnóstico. De modo geral, os sistemas CAD dispõem de técnicas para melhorar a qualidade da imagem e, consequentemente, a visualização e localização de lesões suspeitas, além de extrair características a partir das imagens e classificar os achados de acordo com sua probabilidade de malignidade. Diante da relevância do contexto exposto, neste capítulo são definidos os principais conceitos sobre anatomia da mama, câncer de mama e Diagnóstico Auxiliado por Computador. Também são apresentados os diferentes tipos de lesões encontradas nas mamas e as modalidades de imagens médicas para o diagnóstico deste tipo de câncer. Por fim, são mencionados dois sistemas CAD, cujos aspectos tecnológicos avançam rapidamente, tendo como objetivo aperfeiçoar o diagnóstico auxiliado por computador utilizando metodologias, técnicas e ferramentas inteligentes e inovadoras. Palavras-chave: Câncer de mama, diagnóstico auxiliado por computador, mamografia.

18.1. Câncer de Mama

Câncer é o nome dado às doenças que apresentam em comum o crescimento desordenado de células que atingem tecidos e órgãos [INCA 2014]. Célula é a unidade básica do organismo, ela cresce e divide-se para a produção de mais células de acordo com a necessidade do organismo para manter-se saudável. Quando esse processo ocorre de forma rápida, desordenada e desnecessária, forma-se uma massa de tecido chamada de neoplasia ou tumor.

Os tumores podem ser cancerígenos (malignos) ou não cancerígenos (benignos). Tumores malignos tendem a penetrar e destruir tecidos saudáveis do corpo. Em casos mais avançados da doença pode ocorrer a metástase, fenômeno em que as células malignas se espalham através dos vasos sanguíneos para outras partes do corpo atingindo órgãos vitais como fígado, pulmão e cérebro, por exemplo. As causas da doença podem estar relacionadas a fatores externos ou internos ao organismo, como por exemplo: condições ambientais (água, terra e ar), hábitos alimentares, estilo de vida, predisposição genética, dentre outros. Com isso, os hábitos e o estilo de vida adotados por cada pessoa podem determinar diferentes tipos de câncer [INCA 2014].

O câncer de mama, foco deste capítulo, atinge o tecido mamário. Os tipos mais frequentes originam-se nos ductos lactíferos (canais que conduzem o leite até a papila) ou nos lóbulos mamários (responsáveis pela secreção de leite) [Kierszenbaum; Tres 2012].

Por se tratar de uma doença em que 10% dos casos é hereditário, o câncer de mama pode se desenvolver tanto em mulheres quanto em homens. Fatores como má alimentação, sobrepeso e exposição a hormônios femininos também podem contribuir para o aparecimento da doença. Pessoas que apresentam ou que já apresentaram câncer em uma das mamas (ipsilateral) podem facilmente obter câncer contralateral, ou seja, na outra mama [Lizarraga et al. 2013].

O câncer de mama em fase inicial geralmente não apresenta sintomas, por isso é importante o acompanhamento médico e a realização de exames periodicamente. De acordo com o crescimento do tumor, pode-se observar mudança no tamanho e no formato da mama ou do mamilo. Em casos mais avançados pode-se incluir sintomas como dor óssea, dor mamária ou desconforto, inchaço na axila (ao lado da mama com câncer), perda de peso, etc. Dessa forma, é recomendado, principalmente às mulheres a partir dos 35 anos, as seguintes medidas para diagnosticar o câncer de mama:

- Autoexame das mamas - método realizado pela própria mulher com o objetivo de encontrar nódulos ou anomalias nas mamas. Esse procedimento deve ser realizado cerca de 7 dias após o período da menstruação, visto que é comum o aparecimento de nódulos durante a menstruação e desaparecimento dos mesmos com o passar do tempo. Em casos em que a mulher não menstrua mais, deve ser realizado uma vez por mês a qualquer tempo. O autoexame pode ser realizado independentemente da faixa etária e não deve substituir o exame realizado pelo profissional de saúde;
- Exame clínico das mamas - realizado por um médico ou especialista da área de saúde. Consiste em apalpar as axilas e mamas para detectar lesões palpáveis, verificando seu tamanho, textura, mobilidade/fixação;
- Mamografia - exame radiográfico não invasivo que captura imagens das mamas. O rastreamento por mamografia é a forma mais segura para detectar a presença de lesões nas mamas, principalmente em estágio inicial.

Caso seja identificada alguma anomalia na mamografia, o médico pode solicitar a realização de outro exame por imagem ou até mesmo uma biópsia da lesão para confirmar o diagnóstico. A biópsia é um exame invasivo solicitado pelo médico que pode ser cirúrgica ou não cirúrgica (Punção Aspirativa por Agulha Fina (PAAF),

por exemplo). Apresenta como desvantagem o alto custo financeiro e o desgaste emocional superior se comparado a outros métodos de detecção como a mamografia e a ultrassonografia. Nota-se que a incerteza no diagnóstico tem contribuído para a realização de biópsias cirúrgicas desnecessárias. Cerca de 15% a 30% das massas encaminhadas para biópsia cirúrgica são realmente malignas [Mohamed; Kadah 2007] e poderiam ser evitadas com a devida avaliação por meio de exames por imagens.

Após a confirmação do diagnóstico da doença é realizado o tratamento baseando-se no tipo e estágio do câncer, utilizando-se medicamentos quimioterápicos, radioterapia, cirurgia e/ou terapia hormonal para destruir as células e o tecido canceroso, bloqueando hormônios que estimulam seu desenvolvimento [INCA 2019].

18.2. Anatomia da Mama

As mamas são órgãos externos presentes tanto em mulheres quanto em homens. Nos homens elas não apresentam função e por isso permanecem rudimentares. Nas mulheres são desenvolvidas após a puberdade devido ao estímulo hormonal do estrógeno e progesterona. Encontram-se situadas nas paredes ântero-laterais torácicas, da segunda à sexta costela, dois terços estão sobre a fáscia peitoral que cobre o músculo peitoral maior e um terço repousa sobre a fáscia que reveste o músculo serrátil anterior [Moore; Dalley 2007].

As mamas são constituídas por três tipos de tecido: adiposo, fibroso (conjuntivo) e glândular epitelial (parênquima). Por sua vez, o parênquima mamário é composto por cerca de 15 a 20 lobos mamários e de seus respectivos ductos lactíferos que se ligam à papila, e tem como função a secreção de leite. A conexão entre os lobos é feita por meio do tecido conjuntivo e o intervalo entre eles é preenchido por tecido adiposo. Além disso, nas mamas são encontrados vasos sanguíneos, vasos linfáticos e fibras nervosas [Moore; Dalley 2007].

Na Figura 18.1 são representadas as principais estruturas encontradas na mama feminina e as respectivas descrições encontram-se nos itens abaixo de acordo com Moore e Dalley (2007):

- Ligamento suspensor (Cooper) - são ligamentos subcutâneos que provêm mobilidade e sustentação às mamas;
- Alvéolos - são unidades básicas do tecido glandular responsáveis pela produção de leite;
- Lóbulo mamário - conjunto de 10 a 100 alvéolos;
- Lobo mamário - conjunto de lóbulos mamários que se ligam à papila através de um ducto lactífero;
- Ducto lactífero - dá origem a brotamentos que formam de 15 a 20 lóbulos de tecido glandular que constituem a glândula mamária. Os ductos conduzem o leite secretado até a papila mamária;
- Tecido glandular - conjunto de lobos e ductos;
- Seio lactífero - é uma porção dilatada do ducto que armazena o leite produzido;
- Aréola - estrutura central da mama onde se projeta a papila;
- Papila mamária - trata-se das protuberâncias cônicas ou cilíndricas nos centros das aréolas onde desembocam os ductos;
- Lóbulo de gordura - o restante da mama é preenchido por tecido adiposo/gorduroso, de acordo com a idade da mulher e suas condições físicas;
- Espaço retromamário - é um espaço ou plano potencial de tecido conectivo frouxo entre a mama e a fáscia peitoral, que permite à mama uma certa mobilidade na parede torácica;
- Fáscia peitoral - membrana que recobre os músculos.

Figura 18.1. Estruturas da mama

Fonte: Moore e Dalley (2007)

18.3. Densidade Mamária

A densidade é descrita pela proporção da quantidade de tecido adiposo versus tecido glandular (denso) presente na mama [Ernstoff et al. 2006]. Logo, quanto maior a quantidade de tecido adiposo, menor será a densidade mamária.

A densidade das mamas diferem particularmente de uma mulher para outra e está associada à idade, número de gestações, lactação, menopausa, Terapia de Reposição Hormonal (TRH), índice de massa corporal, entre outros fatores [Mousa et al. 2013].

Evidências indicam que mulheres mais jovens, até 30 anos, apresentam mamas densas (até 90%) pelo fato de serem constituídas por uma grande quantidade de tecido glandular e com uma pequena quantidade de tecido adiposo. À medida que a mulher envelhece, entre 30 e 50 anos, ocorre a substituição do tecido glandular pelo tecido adiposo, resultando em mamas de densidade média [Kopans 2000].

Após os 50 anos a maior parte do tecido glandular se atrofia e gradativamente é substituído por tecido adiposo. Porém, não é possível afirmar uma correlação perfeita entre a faixa etária e a substituição do parênquima mamário por tecido adiposo (lipossubstituição), pois é possível que mulheres idosas apresentem mamas densas e mulheres jovens tenham mamas adiposas [Figueira et

al. 2003]. Isso se deve principalmente pelo fato de que a realização de terapia de reposição hormonal para minimizar efeitos de menopausa em mulheres acima dos 50 anos tendem a manter uma maior densidade mamária [Ernstoff et al. 2006].

Durante a gestação também ocorrem transformações que tornam as mamas mais densas, visto que as glândulas aumentam de tamanho e um novo tecido glandular é formado para a produção do leite materno, o que diminui a quantidade de tecido adiposo [Moore; Dalley 2007]. Além disso, mulheres com apenas uma gestação tendem a apresentar mamas mais densas comparadas à mulheres com duas ou mais gestações [Ernstoff et al. 2006].

Estudos apontam que a densidade mamária é um forte indicador para determinar o risco de ocorrência do câncer de mama [Vacek; Geller 2004][Kerlikowske et al. 2007]. Mulheres que apresentam tecido glandular predominante na mama têm cerca de 1,6 a 6 vezes mais chances de apresentarem a doença [Chen et al. 2013]. Um dos fatores desta associação deve-se à predisposição do tecido glandular em obscurecer a visibilidade e mascarar as lesões, reduzindo a sensibilidade e a especificidade do radiologista na leitura da mamografia [Mousa et al. 2013].

Na literatura é possível encontrar métodos de classificação de padrões mamográficos de parênquimas associados ao risco de ocorrência do câncer de mama e à dificuldade de visualizar as lesões. O pioneiro, Wolfe (1976), baseou-se na proporção dos tecidos adiposo, glandular epitelial e fibroso, e ductos proeminentes observados na mamografia para propor uma das principais classificações de densidade mamária em quatro categorias:

- N1 - apresenta baixo risco de incidência de câncer. O parênquima é composto basicamente por gordura e pequena quantidade de displasia. Os ductos não são visíveis;
- P1 - apresenta risco intermediário de incidência de câncer. Parênquima composto principalmente de gordura com dutos proeminentes que ocupam até um quarto do seu volume;
- P2 - apresenta alto risco de incidência de câncer. Ductos proeminentes que ocupam mais que um quarto do volume da mama;
- DY - parênquima denso, obscurecendo um padrão ductal proeminente, apresentando alto risco de incidência de câncer.

O American College of Radiology propôs uma classificação similar à de Wolfe usada por radiologistas para avaliações mamográficas [Vacek; Geller 2004]. Esta classificação descreve as diferentes densidades da mama, de acordo com a quantidade de tecido fibroglandular (tecido mamário visto em mamografia), em quatro categorias BI-RADS (Breast Imaging Reporting and Data System) [ACR 2003]:

- BI-RADS 1 (Gordurosa - lipossubstituída) - tecido adiposo predominante. Menos de 25% de tecido glandular;
- BI-RADS 2 (Parcialmente lipossubstituída) - tecido fibroglandular espalhado obscurecendo a lesão. Nível de tecido glandular entre 25% e 50%;
- BI-RADS 3 (Densa heterogênea) - mama heterogeneamente densa diminuindo a sensibilidade da mamografia. Nível de densidade entre 50% e 75%;
- BI-RADS 4 (Densa) - mama extremamente densa, acima de 75% de tecido glandular. Baixa sensibilidade mamográfica.

Na Figura 18.2 são apresentados exemplos de mamografias de acordo com os diferentes níveis de classificação BI-RADS. É possível observar que a densidade da mama aumenta de BI-RADS I a BI-RADS IV.

Figura 18.2. Classificação BI-RADS de acordo com a densidade mamária

Fonte: BCDR (2012)

Também influenciada por Wolfe, a modelagem Tabár baseada em correlações anatômicas-mamográficas divide as mamografias em 5 categorias [Gram; Funkhouser; Tabar 1997]:

- Categoria I - apresentam contornos enrugados e ligamentos de Cooper, unidades lobulares ductais terminais espalhadas e áreas transparentes de forma oval correspondente à formação de gorduras, podendo evoluir para as categorias II ou III;
- Categoria II - representa substituição completa de gordura;
- Categoria III - combinação de padrão ductal proeminente retroareolar devido à elastose peridutal e interiorização de gordura;
- Categoria IV - densidades lineares e nodulares ao longo da mama;
- Categoria V - fibrose sem estrutura, homogênea, parecidas com vidro, e com contornos convexos.

As categorias de I a III estão relacionadas ao baixo risco de ocorrer o câncer de mama, já as categorias IV e V correspondem aos grupos de alto risco [Gram; Funkhouser; Tabar 1997].

18.4. Imagens Médicas

O diagnóstico de vários tipos de doenças, inclusive do câncer de mama, é suportado por exames de imagens. A aquisição de imagens médicas pode ser realizada por câmeras digitais, scanners e outros equipamentos (raio-x, tomografia computadorizada, ultrassonografia e ressonância magnética) que utilizam o padrão Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) [Geraldo Neto; Oliveira 2003].

Existem várias modalidades de imagens médicas para o diagnóstico do câncer de mama. Cada método apresenta vantagens e desvantagens em sua utilização, podendo ser mais indicado em determinados casos. Dentre as modalidades de imagens médicas pode-se citar:

- Radiografia - é resultante da projeção de fótons de raios-x sobre o objeto em análise [Guy; Ffytche 2005]. A imagem de raio-x, neste caso a mamografia, apresenta diferentes tons de cinza, o que permite a visualização de massas, cistos, calcificações (ver em Subseção 1.4.2), entre outras anomalias. É uma técnica usual, de custo inferior comparado à tomografia ou à ressonância magnética e eficaz na descoberta do câncer de mama em estágio inicial. O exame deve ser feito com moderação, pois em excesso ocasiona complicações ao organismo humano devido à radiação ionizante provocada pelos raios-x;
- Ultrassonografia - é formada ao refletir ondas sonoras, com frequência de 1 a 10 MHz, sobre a região em análise. Trata-se de um exame de baixo custo utilizado na detecção de tumores na mama e complementar à mamografia. Comparada à mamografia, a ultrassonografia é mais eficaz em casos de pacientes com mamas densas, porém ineficiente na detecção de microcalcificações. É útil principalmente na diferenciação entre lesões císticas e sólidas [Paulinelli; Calas; Freitas Junior 2007], porém, ineficaz na distinção entre lesões sólidas benignas e malignas;
- Tomografia Computadorizada - técnica de aquisição de imagens baseada na radiografia convencional, porém com exposição menor dos pacientes à radiação. Nesta abordagem o tubo de raios-x gira 360 graus em torno do corpo obtendo diferentes pontos de vista da região investigada e, em seguida, é realizada a reconstrução da imagem por meio de sistema computacional [Guy; Ffytche 2005]. A imagem obtida apresenta qualidade superior à mamografia, mas o fato de utilizar radiação X ainda a torna prejudicial à saúde;
- Ressonância Magnética (RM) - é utilizado um forte campo magnético e ondas de radiofrequência que emitem um sinal para cada amostra de núcleo de célula da região analisada. Esses sinais são retornados formando a imagem. A RM proporciona imagens de maior contraste do que a técnica de raio-x e não utiliza radiação ionizante [Guy; Ffytche 2005]. Dentre todas as modalidades de imagens para a detecção do câncer de mama, a RM atinge a maior sensibilidade, se aproximando de 99% [Kuhl 2007]. Apesar de ser a mais eficaz, também apresenta custos e riscos mais elevados que as demais modalidades. O fato de utilizar um campo magnético para a formação das imagens limita sua utilização, pois não é adequada para todos os pacientes, principalmente àqueles que possuem válvulas cardíacas, implantes auditivos e próteses dentárias. Também não é recomendado a mulheres grávidas ou pacientes alérgicos a determinados medicamentos visto que, para a realização do exame, é aplicada uma substância (contraste) intravenosa;
- Termografia - a imagem térmica é obtida por meio de uma câmera termográfica que capta a radiação infravermelha emitida pela pele [Hart 1991]. Essa radiação é convertida em sinal elétrico que resulta na formação da imagem apresentando distribuições de cores de acordo com o intervalo de temperatura do corpo. Assim, em tecidos cancerosos, há um aumento de temperatura que os diferencia de tecidos sadios, realçando sua localização e indicando a presença da doença. A termografia se diferencia das demais modalidades pois não analisa as alterações anatômicas. Nesta técnica são observadas as alterações metabólicas e vasculares que se iniciam antes do aparecimento do tumor. Pode ser utilizada tanto para a análise das variações térmicas que ocorrem nas mamas, quanto nas demais partes do corpo e não oferece riscos à saúde.

18.4.1 Mamografia e Equipamento Mamográfico

Mamografia é um tipo específico de exame radiográfico que tem como finalidade registrar imagens da mama, provendo a visualização das estruturas internas e possíveis lesões para auxiliar médicos na descoberta do câncer.

Sua realização é indicada pelo Instituto Nacional do Câncer (INCA) e pela Sociedade Americana de Câncer (ACS) a mulheres entre 40 e 69 anos, e a partir dos 35 anos a mulheres que apresentam câncer de mama no histórico familiar, ou que são portadoras de predisposição genética, visto que os riscos de aparecimento da doença nesses casos são maiores.

Com a mamografia é possível diagnosticar casos de câncer de mama em fase inicial, o que aumenta as chances em até 90% de ser tratável e reduz a mortalidade por sua ocorrência. Dependendo da qualidade da mamografia, é possível rastrear massas a partir de 1 mm, enquanto no auto-exame da mama só é possível perceber massas a partir de 1,5 cm [Leite et al. 2011].

O exame mamográfico na identificação de tumores atinge até 88% de sensibilidade e até 99% de especificidade [INCA 2002]. A sensibilidade é a capacidade de detectar verdadeiro positivo, ou seja, em casos em que existe a doença, ela é detectada. Já a especificidade está relacionada à detecção de verdadeiro negativo. Em outras palavras, significa a detecção correta de casos livres de anomalias. A sensibilidade depende de fatores como tamanho e localização da lesão, densidade do tecido mamário, qualidade dos equipamentos e experiência do especialista [INCA 2002]. Já a especificidade é influenciada pela qualidade da imagem.

Além da sensibilidade e especificidade existem também as taxas que medem o erro no diagnóstico do câncer de mama: falso-positivo (caso em que a lesão é classificada/diagnosticada erroneamente como maligna) e falso-negativo (acontece quando a lesão é classificada erroneamente como benigna), que pode ocorrer em 10% dos exames.

A leitura de mamografias normalmente é realizada por radiologistas. Essa tarefa demanda formação e muita experiência do profissional, que devido a fatores como má qualidade da imagem, tamanho e variação morfológica das lesões nem sempre propiciam uma avaliação precisa e uniforme. Estima-se que a sensibilidade dos radiologistas no rastreio do câncer da mama varia entre 65% e 75% [Skaane; Engedal; Skjennald 1997].

O exame é realizado pelo mamógrafo, aparelho de raio-x que pode ser convencional (analógico) ou digital. O mamógrafo convencional utiliza o filme detector que capta os raios-x que atravessam o tecido mamário, exibe e armazena a imagem gerada. O filme é revelado, podendo ser digitalizado e analisado pelo radiologista ou médico especialista pela tela do computador. Esta abordagem possui algumas limitações, dentre elas, a falta de padronização na qualidade da imagem, a demora no tempo de processamento da imagem e imutabilidade da mesma.

Por outro lado, o mamógrafo digital possui um detector digital que converte a radiação X recebida em sinal elétrico. Em seguida, esse sinal é quantizado e convertido em sinal digital pelo conversor analógico-digital, formando assim a imagem. Após a aquisição, a imagem é transferida eletronicamente, sendo utilizados computadores e softwares para exibir, ampliar, clarear ou escurecer a imagem digital de acordo com a necessidade. Esta técnica envolve vantagens como rapidez na realização do exame, menor exposição do paciente à radiação, além de ser possível realizar ajustes para melhorar a imagem.

Os mamógrafos em geral dispõem de um compartimento de compressão em acrílico, no qual é posicionada a mama com o objetivo de imobilizar a paciente durante o exame e comprimir a mama para diminuir e uniformizar sua espessura (Figura 1.3). Essa compressão é um requisito fundamental para garantir a qualidade da imagem e, consequentemente, melhorar a visualização das lesões e estruturas internas da mama, uma vez que a compressão adequada diminui o risco de uma imagem tremida e com ruído. Além disso, minimiza a radiação dispersa e a exposição do tecido mamário à radiação.

Figura 18.3. Mamógrafo: (a) Compartimento de compressão (b) Compressão da mama

Fonte: Kopans (2000)

Os mamógrafos utilizam as seguintes técnicas de posicionamento para explorar a mama (Figura 18.4): Crânio-Caudal (CC); Médio Lateral Oblíqua (MLO); Látero Medial (LM); Médio Lateral (ML); Súpero Inferior Oblíqua (SOI); Lateral Médio Oblíqua (LMO); Crânio-Caudal de Baixo (FB); Ínfero Superior Oblíqua (ISO) [Kopans 2000].

Normalmente, são realizadas duas incidências em cada mama, a MLO e a CC (Figura 18.5), as demais são solicitadas de acordo com o biotipo da paciente e a necessidade da visualização de detalhes das lesões. A MLO é a incidência mais eficaz, pois é possível visualizar toda a mama em uma única imagem, enquanto a CC complementa a MLO provendo a visualização do parênquima mamário, exceto dos tecidos da região axilar.

Figura 18.4. Projeções dos feixes de raios-x em exames mamográficos.

Fonte: Kopans (2000)

Figura 18.5. Incidência: (a)CC (b)MLO Fonte: Kopans (2000); Mamografia: (c)CC (d)MLO Fonte: BCDR (2012)

A formação da imagem de mamografia, em ambos equipamentos (analógico e digital), depende dos diferentes graus de densidade dos tecidos mamários e, consequentemente, da capacidade do tecido de absorver a radiação. Assim, quanto menor a densidade mamária, menor será a exposição de raios-x, pois penetram facilmente em tecidos adiposos fazendo com que estes apareçam escuros (radiolúcidos). Já nos tecidos conjuntivo e glandular, que são radiologicamente densos (radiodensos), os raios-x não penetram bem resultando em uma imagem de baixo contraste com áreas predominantemente brancas (radiodensas) [Boyd et al. 1998] [Elshinawy; Abdelmageed; Chouikha 2011]. Na Figura 18.6, tem-se um exemplo de mamografia digital onde é possível visualizar os principais tecidos que compõem a mama.

Figura 18.6. Visualização dos diferentes tipos de tecido na mamografia.

Fonte: BCDR (2012)

18.4.2 Lesões Encontradas em Mamografias

Por meio da mamografia pode-se visualizar as diversas anomalias: assimetria entre as mamas, distorção arquitetural, aumento da densidade do tecido mamário, massas (tumores) e calcificações da mama. Dentre elas, cerca de 80 a 85% são uma massa, um conjunto de calcificações, ou uma combinação de ambos (Figura 18.7) [Mckenna 1994]; [Kopans 2000].

Figura 18.7. Lesões: (a) microcalcificações agrupadas (b) massa

Fonte: BCDR (2012)

Grande parte das informações utilizadas pelos radiologistas no diagnóstico é obtida a partir do aspecto visual dos achados mamográficos, que podem ser diferenciados entre si, por exemplo, pelo seu tamanho, densidade, número, forma e margem. Em determinados casos também é possível diferenciá-los quanto ao grau de suspeição de malignidade.

Calcificações são depósitos de cálcio na mama que aparecem com o avançar da idade. Em sua maioria, as calcificações são benignas, porém não se pode descartar a probabilidade de corresponder a processos malignos [Liberman et al. 1998]. As mamas podem apresentar simultaneamente calcificações benignas e malignas. Características como forma, distribuição, número e tamanho auxiliam nesta distinção.

As calcificações podem ser cutâneas, vasculares, com formato redondo, linear, ramificado, espiculado etc. Quando apresentam formato indefinido (amorfo), espiculado, linear ou ramificado possuem maior probabilidade de malignidade. Quando menores que 0,5 mm são definidas como microcalcificações, já as partículas maiores que 0,5 mm recebem o nome de macrocalcificações [Paulinelli; Calas; Freitas Junior 2007]. Quanto menor a partícula de calcificação, maiores são as chances de ser maligna. Partículas com diâmetro superior a 3 mm tendem a ser benignas.

Elas também podem apresentar-se distribuídas de maneira difusa, regional, agrupada, linear e segmentar [ACR 2013b]. Calcificações agrupadas (mais de 3) são o primeiro e importante sinal de câncer de mama [Garud; Shahare 2013]. Quando detectadas agrupadas e sem associação a massas, a probabilidade de ser maligna é cerca de 20 a 35%. Dispostas de forma linear e segmentar também sugerem malignidade. Já as calcificações com distribuição regional e difusa geralmente são benignas.

Em relação à massa, pode-se definir como uma estrutura tridimensional que ocupa espaço e pode ser vista em pelo menos duas projeções mamográficas diferentes (MLO/CC) [ACR 2003]. Quando visualizada apenas em uma projeção é chamada de assimetria. Dessa forma, os radiologistas devem considerar os seguintes parâmetros para a classificação das massas [ACR 2013b]:

- Tamanho - dependendo do tamanho da massa, ela pode ser detectada por meio de exames clínicos (palpável); em casos de massas muito pequenas elas só podem ser identificadas através da mamografia (não palpável). Uma vez que a massa é palpável, a mamografia apresenta taxa de falso negativo de 10-15%. O ideal é que a massa seja identificada quando menor que 2 mm, porém é difícil identificar tumores menores que 5 mm;

- Forma - as massas podem apresentar formato redondo, oval ou irregular (Figura 18.8). A morfologia irregular da massa muitas vezes indica a não uniformidade do seu crescimento. Assim, ao visualizar a Figura 18.8, nota-se que a malignidade está relacionada ao formato irregular do tumor;
- Densidade - também é possível classificar a densidade da massa em relação ao tecido glandular normal circunvizinho. Essa classificação se dá em quatro grupos: alta densidade, isodenso (densidade igual), baixa densidade e contendo gordura. A maioria das massas mamárias são isodensas ou de alta densidade. Sendo assim, as massas que apresentam alta densidade (maior que a densidade do tecido glandular) tendem a ser malignas [Tahmasbi; Fatemehsaki; Shokouhi 2011];
- Margem - é o termo dado à relação da massa com o tecido circunvizinho. É um dos fatores mais importantes na determinação da benignidade/malignidade de uma lesão [Kopans 2000]. Contornos espiculados ou mal definidos indicam que uma lesão está invadindo o tecido adjacente, o que sugere malignidade, como é possível observar na Figura 18.9. Por outro lado, lesões como fibroadenoma ou cisto que apresentam forma e margem bem definidas, são benignas.

De acordo com a American College of Radiology (ACR) e o Colégio Brasileiro de Radiologia (CBR), existem cinco tipos de margens:

- Circunscrita - massa benigna com margem nítida que a delimita do tecido circunvizinho;
- Obscurecida - a margem é escondida pelo tecido circunvizinho normal;
- Microlobulada - a margem apresenta ondulações na superfície que podem caracterizar o câncer de mama;
- Indistinta - massas malignas possuem margem mal definidas devido à invasão aos tecidos circunvizinhos;
- Espiculada - projeções fibrosas que se estendem da massa principal caracterizando-a como maligna.

Figura 18.8. Morfologia dos tumores: (a) redondo (b) oval (c) irregular

Fonte: BCDR (2012)

Figura 18.9. Classificação das margens: (a) circunscrita (b) obscurecida (c) microlobulada (d) indistinta (e) espiculada

Fonte: BCDR (2012)

O terceiro achado mamográfico mais comum em mamografias e sugestivo de malignidade é a distorção arquitetural. Essa anomalia pode ser definida como a distorção da arquitetura normal do tecido mamário, não apresenta massa visível e inclui espiculações irradiando a partir de um ponto central (Figura 1.10) ou a distorção na borda do parênquima [ACR 2003].

As distorções podem indicar a presença do câncer de mama quando associadas a uma massa, assimetria ou calcificações. São benignas quando se trata de um erro de posicionamento da mama durante a realização da mamografia que resulta na sobreposição de tecido normal, ou de uma cicatriz pós cirurgia/biópsia. Para a confirmação do diagnóstico, elas devem ser analisadas cuidadosamente por meio de outras incidências, além da MLO e CC, e em determinados casos deve-se realizar a biópsia.

Figura 18.10. Distorção arquitetural.

Fonte: BCDR (2012)

18.5. Diagnóstico Auxiliado por Computador

Estudos apontam que limitações próprias do radiologista como fadiga, desatenção e falta de experiência influenciam para que cerca de 10% a 30% das lesões mamárias não sejam identificadas em exames de rotina [Calas; Gutfilen; Pereira 2012]. Além disso, fatores como a estrutura complexa radiográfica da mama, a similaridade existente entre a massa e o tecido glandular, as variações morfológicas das lesões e a baixa qualidade da imagem têm contribuído para interpretações falso-negativas da mamografia pelo radiologista.

Uma maneira de amenizar este problema e aumentar a sensibilidade na detecção do câncer de mama é a dupla leitura da mamografia, em que dois ou mais especialistas avaliam independentemente as imagens do mesmo exame e realizam o diagnóstico. A dupla leitura aumenta em até 8,5% a detecção do câncer de mama [Benveniste; Ferreira; Aguillar 2006].

Em casos que não se pode realizar a dupla leitura, ou que existe alta variabilidade de opinião interobservadores, ou até mesmo a falta de profissionais devidamente treinados, é indicada a utilização de sistemas de Diagnóstico Auxiliado Por Computador (CAD) [Calas; Gutfilen; Pereira 2012]. Esses sistemas funcionam como um leitor de exames por imagens para auxiliar radiologistas na interpretação e na tomada de decisão, fornecendo-lhes uma segunda opinião sobre o diagnóstico.

De acordo com Doi (2007), as primeiras técnicas computacionais para auxiliar a análise de imagens médicas foram elaboradas a partir de 1960, mas só na década de

1980 foi introduzido o conceito de sistema de diagnóstico auxiliado por computador. Entretanto, apenas nos últimos anos tem-se observado a intensificação no desenvolvimento de sistemas CAD nas diversas áreas da medicina.

Os CADs para mamografia são desenvolvidos especialmente para a detecção de massas e/ou microcalcificações, visto que são as lesões mais incidentes na mama. Eles podem fornecer como resposta a probabilidade da lesão ser maligna ou benigna. Sua sensibilidade para a detecção de calcificações varia de 80% a 100%; já para a detecção de massas a sensibilidade é menor, de 88% a 92% [Morton et al. 2006] [Baum et al. 2002].

A dificuldade na detecção de massas se dá principalmente devido à similaridade com o tecido glandular, pois o mesmo obscurece a sua visualização. Dessa forma, o objetivo no desenvolvimento dos CADs tem sido o aumento da sensibilidade no rastreio mamográfico que pode variar de acordo com fatores como: a composição mamária, a interpretação do radiologista, e as funcionalidades (métodos) que o sistema dispõe.

Quanto às funcionalidades e especificidades dos sistemas CAD, existem dois tipos de aplicações:

- Detecção auxiliada por computador (do inglês Computer-Aided Detection - CADe) - sistema que auxilia na identificação de lesões (regiões de interesse) a partir de padrões radiológicos suspeitos por meio da varredura da imagem pelo computador. Tem a finalidade de fornecer avisos visuais na mamografia indicando regiões suspeitas que merecem atenção e investigação [Bozek; Delac; Grgic 2008]. É útil para detectar regiões contendo lesões que muitas vezes poderiam ser negligenciadas pelo radiologista em uma única leitura. O CADe não inclui a classificação automatizada da lesão, que neste caso é realizada apenas pelo radiologista;
- Diagnóstico auxiliado por computador (do inglês Computer-Aided Diagnosis - CADx) – em geral esses sistemas otimizam a qualidade da imagem, através de filtros e técnicas de processamento de imagem com o objetivo de: facilitar a visualização/interpretação das lesões; extrair dados representativos das lesões, os quais são utilizados como entrada para algoritmos de classificação; classificar/rotular a lesão investigada no padrão normal ou anormal.

Os sistemas CAD abrangem técnicas provenientes de duas áreas do conhecimento [Marques 2001]:

- Visão Computacional - utiliza técnicas de processamento digital de imagens para realçar as lesões na imagem, segmentar (isolar) a região de interesse e extrair atributos;
- Inteligência Artificial - inclui métodos de seleção de atributos mais representativos, aprendizagem de máquina, métodos estatísticos e mineração de dados para o reconhecimento de padrões para a classificação das lesões.

18.5.1. Medidas de Desempenho

Existem vários índices de desempenho que podem ser utilizados para avaliar os resultados da classificação realizada por sistemas de auxílio ao diagnóstico. A matriz de confusão (confusion matrix), por exemplo, apresenta os resultados de uma classificação sob forma de uma tabela de duas classes: classe verdadeira versus classe predita pelo modelo. Os números localizados na diagonal principal da matriz representam a quantidade de acertos e os demais elementos representam os erros da classificação (Tabela 1.1).

É importante esclarecer que a matriz de confusão é apresentada neste capítulo baseando-se em exemplos de problemas com apenas duas classes (benigno e maligno), porém pode ser aplicada a várias classes.

Tabela 1.1. Matriz de confusão para um problema com duas classes.

	Positivos Previstos	Negativos Previstos
Positivos	VP	FP
Negativos	FN	VN

Onde:

- Verdadeiro Positivo (VP) corresponde ao número de exemplos da classe positiva classificados corretamente;
- Falso Positivo (FP) corresponde ao número de exemplos cuja classe é negativa mas que foram classificados incorretamente como pertencentes à classe positiva;
- Verdadeiro Negativo (VN) corresponde ao número de exemplos da classe negativa classificados corretamente;
- Falso Negativo (FN) corresponde ao número de exemplos pertencentes à classe positiva mas que foram preditos incorretamente como da classe negativa

A partir da matriz de confusão pode-se derivar outras medidas, como é possível observar na Tabela 1.2.

Tabela 1.2. Medidas de desempenho.

Medida	Equação	Descrição
Sensibilidade (S)	$\frac{VP}{VP+FN}$	Taxa de detecção de verdadeiros positivos.
Especificidade (E)	$\frac{VN}{VN+FP}$	Taxa de detecção de verdadeiros negativos.
Acurácia (AC)	$\frac{VP+VN}{VP+VN+FP+FN}$	Corresponde à taxa de exemplos positivos e negativos classificados corretamente.
Taxa de Falso Positivo (α)	1 –E	Exemplos da classe negativo classificados incorretamente como positivo.
Taxa Falso Negativo (β)	1– S	Exemplos da classe positiva classificados incorretamente como negativo

18.5.2 Sistemas CAD

Na literatura existem diversos tipos de sistemas CAD com a finalidade de dar suporte às decisões de radiologistas ou médicos especialistas no diagnóstico do câncer de mama. Dentre eles pode-se citar o Computer-Aided Diagnosis in Mammography (MAMOCAD), proposto por Souto et al. (2018), o qual auxília no diagnóstico de tumores de mama.

Para realizar um novo diagnóstico no MAMOCAD deve-se: 1) selecionar imagem; 2) escolher dentre os filtros de pré-processamento (transformação de negativo, equalização de histograma ou limiarização) o mais adequado para melhorar a qualidade da imagem e a visualização das lesões; 3) indicar na imagem a região de interesse e o software se encarrega de isolar a região indicada; 4) selecionar a opção para extrair atributos representativos da lesão; 5) e escolher o algoritmo para realizar a classificação do tumor como maligno ou benigno.

A Figura 18.11 corresponde ao passo 2 - aplicação de filtros de pré-processamento de imagem. Nela, pode-se observar a imagem original, a mesma imagem com a aplicação do filtro negativo e também limiarizada. Já na Figura 18.12 temos a segmentação de duas imagens, uma apresentando lesão benigna e a outra uma lesão maligna.

Figura 18.11. Imagem: (a) original (b) filtro negativo (c) limiarizada

Figura 18.12. (a) Lesão benigna (b) Lesão benigna segmentada (c) Lesão maligna (d) Lesão maligna segmentada

Tumores benignos tendem a possuir formato mais arredondado/ovalado e margem bem definida, e os tumores malignos possuem forma e margem irregular. Devido a este fato dos tumores de mama serem normalmente distinguíveis visualmente pela sua forma e margem na mamografia, os autores decidiram trabalhar com a categoria de atributos morfológicos por focar em características como forma e margem da região. Na Figura 18.13 é possível visualizar uma mamografia com aplicação do filtro negativo, a lesão segmentada e os atributos da mesma extraídos.

Figura 18.13. Extração de atributos da lesão.

No MAMOCAD foram implementados os algoritmos de classificação IBK, MLP, J48 e CART. Ao realizar os testes com um conjunto de 100 imagens do repositório de imagens BCDR, os melhores resultados foram obtidos aplicando o filtro do negativo e realizando a classificação com os algoritmos J48 e CART: 96% de acurácia, 100% de sensibilidade e 93% de especificidade [Souto et al. 2018].

Na Figura 18.14 observa-se a finalização do processo, momento em que uma lesão é classificada pelo sistema como maligna.

Figura 18.14. Classificação da lesão como maligna.

Com o objetivo de fornecer resultados mais semelhantes às recomendações dos radiologistas, Rodriguez-Cristerna et al. (2017) desenvolveram um sistema CAD baseado nas categorias BI-RADS (Breast Imaging Reporting and Data System), ou seja, o CAD classifica os tumores nas categorias: benigno - BI-RADS 2; provavelmente benigno - BI-RADS 3 e 4; maligno - BI-RADS 4 e 5.

O processo para realizar o diagnóstico é parecido com o MAMOCAD: 1) pré-processamento da imagem; 2) segmentação da lesão (Figura 1.15) e; 3) classificação. Na fase de pré-processamento a técnica da equalização do histograma é aplicada, o que resulta no aumento do contraste das lesões. Para a caracterização da lesão são extraídas 37 características morfológicas e 179 relacionadas à textura. Características morfológicas descrevem forma, orientação e margem da lesão, enquanto que as características da textura estão relacionadas ao nível de cinza, entre outros aspectos [Rodriguez-Cristerna et al. 2017].

Para a classificação das imagens, utilizou-se o método Random Forest. Os testes foram realizados com 1128 imagens de ultrassom adquiridas durante procedimentos de diagnóstico no Instituto Nacional do Câncer (INCA) no Rio de Janeiro, Brasil. Todos os casos foram histopatologicamente testados por biópsia [Rodriguez--Cristerna et al. 2017].

De acordo com os resultados apresentados, a categoria maligna obteve a maior precisão (82.56%), seguida pelas categorias benigna (74.12%) e provavelmente benigna (66.76%). Isto significa que, a classe maligna é relativamente bem separada das demais, enquanto a maioria dos erros são entre as classes benignas e provavelmente benignas, o que, a princípio, não pode ser considerado como crítico uma vez que ambas as classes tratam-se de casos benignos [Rodriguez-Cristerna et al. 2017].

Figura 18.15. (a) Contorno da lesão (b) Forma da lesão binarizada (c) Lesão em escala de cinza

Fonte: Rodriguez-Cristerna et al. (2017)

18.6. Considerações Finais

Apesar da grande variedade de imagens médicas para diagnóstico do câncer de mama, o processo de leitura e interpretação dessas imagens é algo complexo que exige muita atenção, perícia e experiência do profissional de saúde. Com o intuito de contribuir com soluções para este domínio, sistemas de Diagnóstico Auxiliado por Computador têm sido desenvolvidos visando apoiar médicos e especialistas na interpretação e diferenciação de tumores de mama.

Inicialmente utilizados para diagnósticos em imagens de mamografia, atualmente observa-se a amplicação do uso do CAD para a interpretação de outras modalidades de imagens da mama como ultrassonografia e ressonância magnética. Por ser uma área ativa de pesquisa, os aspectos tecnológicos do CAD avançam rapidamente, porém o objetivo continua o mesmo: aperfeiçoar o diagnóstico, reduzindo as taxas de falso-negativo e falso-positivo.

Neste capítulo foram abordados dois sistemas CAD: o primeiro, MAMOCAD [Souto et al, 2018], utilizado para melhorar a visualização das lesões em imagens de mamografia e classificá-las como malignas ou benignas; o segundo, proposto por Rodriguez-Cristerna et al. (2017), para classificar lesões em imagens de ultrassonografia seguindo o padrão BI-RADS, o qual é utilizado como um protocolo de classificação mundial nesta área.

De modo geral, podemos concluir que esses sistemas inteligentes são eficazes e relevantes para o diagnóstico do câncer de mama, porém, de maneira nenhuma, pode substituir o profissional da área da saúde, pelo contrário, trata-se de uma ferramenta de apoio à decisão que pode aumentar a sensibilidade no rastreio do câncer de mama.

Referências

ACR. (2013) "ACR BIRADS Atlas 5th Edition", https://www.acr.org/-/media/ACR/Files/RADS/BI-RADS/BIRADS-Reference-Card.pdf, Novembro.

ACR. (2003) "Mammography: Illustrated Breast Imaging Reporting and Data System (BIRADS)", 4 ed., American College of Radiology.

Baum, F., Fischer, U., Obenauer, S., & Grabbe, E. (2002). "Computer-Aided Detection in Direct Digital Full--field Mammography: Initial Results. European Radiology", v. 12, n. 12, p. 3015-3017.

Benveniste, A. P. A., Ferreira, A. H. P. G., & Aguillar, V. L. N. (2006) "Dupla Leitura no Rastreamento Mamográfico", Radiologia Brasileira, v. 39, n. 2, p. 85–89.

Boyd, N. F., Lockwood, G. A., Byng, J. W., Tritchler, D. L., & Yaffe, M. J. (1998) "Mammographic Densities and Breast Cancer Risk", Cancer Epidemiol Biomarkers & Prevention, v. 7, p. 1133–1144.

Bozek, J., Delac, K., & Grgic, M. (2008) "Computer-Aided Detection and Diagnosis of Breast Abnormalities in Digital Mammography", 50th International Symposium ELMAR. IEEE, v. 1, p. 45–52.

BCDR. (2012) "Breast Cancer Digital Repository", https://bcdr.eu/.

Calas, M. J. G., Gutfilen, B., & de Albuquerque Pereira, W. C. (2012) "CAD e Mamografia: Por Que Usar esta Ferramenta?", Radiologia Brasileira, v. 45, n. 1, p. 46–52.

Chen, D. H., Chang, Y. C., Huang, P. J., & Wei, C. H. (2013) "The Correlation Analysis Between Breast Density and Cancer Risk Factor in Breast MRI Images", Biometrics And Security Technologies (ISBAST), International Symposium on Biometrics and Security Technologies, p. 72–76, 2013.

DOI, K. (2007) "Computer-Aided Diagnosis in Medical Imaging: Historical Review Current Status and Future Potential", Computerized Medical Imaging and Graphics, v. 31, n. 4-5, p. 198–211.

Elshinawy, M., Badawy, A., Abdelmageed, W., & Chouikha, M. (2011) "Effect of Breast Density in Selecting Features for Normal Mammogram Detection", IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro, p. 141–147.

Figueira, R. N. M., Santos, A. I. D., Camargo, M. E., & Koch, H. A. (2003) "Fatores que Influenciam o Padrão Radiológico de Densidade das Mamas". Radiologia Brasileira, v. 36, p. 287–291, 2003.

Garud, Y. G., & Shahare, N. G. (2013) "Detection of Microcalcifications in Digital Mammogram Using Wavelet Analysis", American Journal of Engineering Research (AJER), v. 2, p. 80–85.

Geraldo Neto, Henrique, de Oliveira, W., & Valeri, F. V. (2004) "Armazenamento de Imagens Médicas com InterBase". INFOCOMP, v. 3, n. 1, p. 13-17.

Gram, I. T., Funkhouser, E., & Tabár, L. (1997) "The Tabár Classification of Mammographic Parenchymal Patterns", European Journal of Radiology, v. 24, p. 131–136, 1997.

Guy, C., & Ffytche, D. (2005) "An introduction to the Principles of Medical Imaging", London: Imperial College Press.

Hart, J. M. (1991) "A Practical Guide to Infra-red Thermography for Building Surveys" Garston, Watford: Building Research Establishment, p. 98.

INCA. (2002) "Prevenção e Controle de Câncer: Normas e Recomendações do INCA", Revista Brasileira de Cancerologia, v. 48, n. 3, p. 317–332.

INCA. (2014) "O que é câncer?", http://www1.inca.gov.br/conteudo_view.asp?id=322, Maio.

INCA. (2019) "Câncer de Mama: Tratamento", https://www.inca.gov.br/tipos-de-cancer/cancer-de-mama, Março.

Kerlikowske, K., Ichikawa, L., Miglioretti, D. L., Buist, D. S., Vacek, P. M., Smith-Bindman, R., Yankaskas B., Carney, A. P., & Ballard-Barbash, R. (2007) "Longitudinal Measurement of Clinical Mammographic Breast Density to Improve Estimation of Breast Cancer Risk", Journal of the National Cancer Institute, v. 99, p. 386–395.

Kierszenbaum, A. L., & Tres, L. L. (2012) "Histologia e Biologia Celular: Uma Introdução à Patologia. 3. ed., Elsevier.

Kopans, D. B. (2000) "Imagem da mama", 2 ed., Medsi.

Kuhl, C. K. (2007). "Current Status of Breast MR Imaging Part 2. Clinical Applications". Radiology, v. 244, p. 672–691.

Leite, G. C., Leite, J. S. S., Meneses, F. G. A., Santos, D. A., & Silva, J. S. (2011) "A Utilização de Técnicas de Limiarização para Auxílio no Diagnóstico de Câncer de Mama". III Encontro Nacional De Engenharia Biomecânica.

Li, L., Wu, Z., Chen, L., George, F., Chen, Z., Salem, A., Kallergi, M., & Berman, C. (2006) "Breast Tissue Density and CAD Cancer Detection in Digital Mammography", Engineering in Medicine and Biology Society, 2005, IEEE-EMBS, v. 27th Annual International Conference of the. IEEE, p. 3253–3256.

Liberman, L., Abramson, A. F., Squires, F. B., Glassman, J. R., Morris, E. A., & Dershaw, D. D. (1998) "The Breast Imaging Report and Data System: Positive Predict Value of Mammographic Features and Final Assement Categories", American Journal of Roentgenology, v. 171, p. 35–40.

Lizarraga, I. M., Sugg, S. L., Weigel, R. J., & Scott-Conner, C. E. (2013) "Review of Risk Factors for the Development of Contralateral Breast Cancer". The American Journal of Surgery, v. 206, n. 5, p. 704–708.

Marques, P. M. de A. (2001) "Diagnóstico Auxiliado por Computador na Radiologia. Radiologia Brasileira", v. 34, n. 5, p. 285–293.

Morton, M. J., Whaley, D. H., Brandt, K. R., & Amrami, K. K. (2006) "Screening Mammograms: Interpretation with Computer-Aided Detection - Prospective Evaluation", Radiology, v. 239, p. 375–383.

McKenna Sr, Robert J. (1994) "The Abnormal Mammogram Radiographic Findings, Diagnostic Options, Pathology, and Stage of Cancer Diagnosis". Cancer, v. 74, n. S1, p. 244–255.

Mohamed, W. A., & Kadah, Y. M. (2007) "Computer--Aided Diagnosis of Digital Mammograms", Computer Engineering & Systems, v. 7, p. 299–303, 2007.

Moore, K. L., & Dalley, A. F. (2007) "Anatomia Orientada Para a Clínica". 4. ed., Guanabara Koogan.

Mousa, D. A., Ryan, E. A., Mello-Thoms, C., & Brennan, P. C. (2013) "What Effect Does Mammographic Breast Density Have on Lesion Detection in Digital Mammography?", Clinical Radiology, p. 333–341.

Paulinelli, R. R., Calas, M. J. G., & Freitas Junior, R. de. (2007) "Birads e Ultra-Sonografia Mamária: ma Análise Crítica". Femina, v. 35, n. 9, p. 565–572.

Rodriguez-Cristerna, A., Gomez-Flores, W., & de Albuquerque Pereira, W. C. (2018) "A Computer-Aided Diagnosis System for Breast Ultrasound Based on Weighted BI-RADS Classes", Computer Methods and Programs in Biomedicine, 153, 33-40.

Skaane, P., Engedal, K., & Skjennald, A. (1997) "Interobserver Variation in the Interpretation of Breast Imaging". Acta Radiologica, p. 497–502.

Souto, Lizianne P. M., Santos, Thiago K. L., & Silva, Marcelino Pereira S. (2018) "Classification of Breast Tumors Through Image Mining Techniques", Simpósio Brasileiro de Computação Aplicada à Saúde (SBCAS_CSBC), v. 18, n. 1/2018.

Tahmasbi, A., Saki, F., & Shokouhi, S. B. (2011) "Classification of Benign and Malignant Masses Based on Zernike Moments", Computers in Biology and Medicine, v. 41, p. 726–735.

Titus-Ernstoff, L., Tosteson, A. N., Kasales, C., Weiss, J., Goodrich, M., Hatch, E. E., & Carney, P. A. (2006) "Breast Cancer Risk Factors in Relation to Breast Density", Cancer Causes Control, v. 17, p. 1281–1290.

Vacek, P. M., & Geller, B. M. (2004) "A Prospective Study of Breast Cancer Risk Using Routine Mammographic Breast Density Measurements", Cancer Epidemiology, Biomarkers & Prevention, v. 13, p. 715–722.

Wolfe, J. N. (1976) "Breast Patterns as an Index of Risk for Developing Breast Cancer", Roentgen Ray Society, p. 1130–1139.

19. TELEMEDICINA

Paulo Henrique Ferreira de Araujo Barbosa[1,2,5,] Thiago Vidal Pereira[5,]
Emerson Fachin-Martins [1,2,3,4,5]

1.NTAAI/UnB – Núcleo de Tecnologia Assistiva. Acessibilidade e Inovação, Universidade de Brasília.
2. PPGCTS/FCE/UnB – Programa de Pós-Graduação em Ciências e Tecnologias em Saúde, Faculdade de Ceilândia, Universidade de Brasília.
3.PPGCR/FCE/UnB – Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, Faculdade de Ceilândia, Universidade de Brasília.
4. PROFNIT/CDT/UnB – Mestrado Profissionalizante para Núcleos de Inovação Tecnológica, Centro de Apoio ao Desenvolvimento Tecnológico, Universidade de Brasília.
5. FCE/UnB – Faculdade de Ceilândia, Universidade de Brasília.

Abstract

Telemedicine is the technological concept that health professional could explore Information and Communication Technologies to care remotely, providing diagnosis, intervention and health education. Initially, in this chapter, we discuss the triad involving problem, solution and innovation to create remote health technologies. Followed, we bring in the different names to define the Telemedicine concept supported by the Descriptors in Health Sciences (DeCS) and Medical Subject Headings (MeSH Terms). We also present essential features for its implementation in a contextualized way (purpose, cost, access, value added, quality of service, and safety), describing recent evidence found in the clinical trials and systematic reviews with meta-analysis. In the end, we explore ethical issues related to the Telemedicine Implementation (risks and unfolding of the use of Telemedicine, commercialization of the service, the autonomy of choice of the user and equity in the individual needs). Keywords: Telemedicine, Telehealth, E-Health, mHealth

Resumo

Telemedicina é o conceito tecnológico do qual profissionais da saúde poderiam explorar Tecnologias da Informação e Comunicação para o cuidado a distância, fornecendo diagnóstico, intervenção e educação em saúde. Inicialmente, neste capítulo, discutimos a tríade envolvendo problema, solução e inovação no contexto de criação de tecnologias remotas em saúde. Na sequência, introduzimos as diferentes denominações que definem o conceito de Telemedicina, com base nos Descritores em Ciências da Saúde (DeCS) e nos Medical Subject Headings (MeSH Terms). Expomos os aspectos essenciais para sua implementação de forma contextualizada (finalidade, custo, acesso, valor agregado, qualidade do serviço, segurança), descrevendo as evidências nos diversos setores da saúde com resultados de ensaios clínicos e revisões sistemáticas com meta-análise. Ao final, nós exploramos questões éticas referentes à implementação da Telemedicina (riscos e desdobramentos do uso da Telemedicina, comercialização do serviço, autonomia de escolha do usuário e equidade nas necessidades individuais). Descritores: Telemedicina, Telehealth, Telessaúde, e-Saúde, m-Saúde

19.1. Introdução

Ao que parece, desde que o ser humano passou a viver em sociedade, a garantia do funcionamento desse novo modo de vida dependia da contínua resolução de necessidades e problemas que surgiam ao longo do tempo em convívio coletivo. Partindo da definição posta no dicionário Michaelis sobre o que é sociedade – uma constituição de um agrupamento de pessoas que vivem em um território em comum, que interagem entre si e seguem normas de convivência, sendo ainda unidos por um sentimento de coletividade e bem comum – podemos vislumbrar a necessidade constante de encontrar soluções aos desafios emergentes.

À luz do que já foi revelado acerca da História da Humanidade, a análise da definição posta nos permite reconhecer que hábitos e costumes são próprios de cada sociedade e assumem características distintas influenciadas tanto pelo espaço (região geográfica) quanto pelo tempo (maturação social ao longo dos anos). Hábitos e costumes esses que são propulsores do surgimento de necessidades e problemas a serem resolvidos. Assim, as necessidades e os problemas são cíclicos e modificados por cada geração ao longo do tempo, visto que eles são influenciados por fenômenos[6] cotidianos e ocorrem em uma certa ordem aceita como natural (Figura 19.1), se ajustando continuamente aos novos cenários e realidades.

O novo então torna-se um objeto a ser investigado pelas Ciências, enquanto o conhecimento gerado pelas ciências ao estudar o novo passa a ser a premissa do desenvolvimento do que é preciso para propor soluções às necessidades e problemas eminentes que, quando solucionados, resultam em uma inovação, como a que vamos tratar neste capítulo: a assistência remota à saúde de pessoas.

Concluímos, então, que a busca por soluções para novas necessidades e novos problemas somente pode ser obtida pela produção de novos saberes associada ao desenvolvimento e à reorganização do modo de se aplicar os recursos estruturais, materiais, financeiros, processuais e humanos disponíveis no momento oportuno. Assim, a combinação do conhecimento gerado com a tecnologia desenvolvida até um dado momento histórico é o propulsor de algo novo, nos aproximando do conceito empreendedor de inovar, intimamente relacionado com a necessidade e a oportunidade geradas por algum fenômeno, bem como a criatividade e a inventividade humana, uma vez que inovar no contexto apresentado é fazer chegar a um indivíduo ou população a solução de seu problema e necessidade, conhecido no meio empresarial como as dores do cliente.

6. A palavra fenômeno será aplicada no texto deste capítulo para de forma genérica designar algo de tudo que pode ser observado pelo homem na natureza. Ao passo que a mesma palavra no plural (fenômenos) representa tudo o que é observável na natureza.

Figura 19.1. Ilustração da ordem natural observada ao longo da História da Humanidade que parte de um problema ou necessidade a ser solucionada até se alcançar uma inovação.

Fonte: Google Imagens, com adaptações (2019).

A já mencionada assistência remota à saúde, mais conhecida no Brasil como Telemedicina (Harzheim, Katz et al., Sabharwal 2016), é a protagonista do presente capítulo. Podemos conceituá-la como uma inovação em saúde que faz uso das Tecnologias da Informação e Comunicação (TICs) para diferentes atividades a distância relacionadas à Saúde.

No campo da saúde, por exemplo, podemos citar outras tecnologias que favorecem o diagnóstico de condições e estados de saúde por meio de dispositivos que incorporam a IoT (do inglês Internet of Thing) – Internet das Coisas – e por mineração de informações já disponíveis em bancos de dados (Santos, Silva et al. 2016). Essas mesmas tecnologias são exemplos de inovações que poderiam ser aplicadas para definir diagnósticos, possibilitar intervenções profilática ou terapêutica, bem como favorecer a educação em saúde a distância.

Em todos os exemplos, é possível, ainda, agregar tecnologias como plataformas virtuais de ensino e aprendizagem e sistemas computacionais, dentre os quais, os smartphones assumiram destaque no início do Século XXI – mais precisamente em 2007 – por uma inovação cujo mérito foi de Steve Jobs (Gallo 2011). Com os exemplos citados fica fácil identificar a Telemedicina como modalidade inovadora para atenção remota à saúde, surgindo para sanar necessidades assistenciais preliminares, complementares, suplementares ou substitutas às que não são possíveis de serem solucionadas presencialmente. Tudo isso graças ao ato inventivo e inovador essencialmente humano que avançou, disponibilizando o que temos de recursos tecnológicos e saberes contemporâneos.

Ao observar o tempo (quase duas décadas no Século XXI) e espaço em que vive nossa sociedade (um país com dimensões continentais), bem como os hábitos e costumes de brasileiros que vivem nos centros urbanos ou em zonas rurais, com políticas de saúde que consideram a assistência em saúde como um direito do cidadão e um dever do Estado, a tecnologia tema desse capítulo – Telemedicina – destaca-se como promissora, considerando também a transição demográfica e epidemiológica (uma população mais idosa e com doenças crônico-degenerativas mais prevalentes que no passado).

Somado a isso, o desenvolvimento e evolução da atenção à saúde, principalmente em um contexto cada vez mais orientado por meio de equipes interprofissionais, respaldam a aplicação dessa inovação em saúde que envolve o trabalho colaborativo de médicos, enfermeiros, fisioterapeutas, terapeutas ocupacionais, nutricionistas, fonoaudiólogos, farmacêuticos, sanitaristas, entre outros profissionais que fornecem assistência na concepção humana, na infância, adolescência, maturidade e velhice; nas necessidades específicas de gênero, ocupação, complexidade de atenção e outras (Silva, Siqueira et al. 2012).

Dado o cenário apresentado, o presente capítulo tem por objetivo explorar os avanços na Telemedicina, expondo cenários (sem a intenção de exauri-los) em que tal tecnologia solucionaria necessidades e problemas assistenciais. Além disso, levantar quais são os requisitos para a aplicação bem-sucedida da inovação, descrevendo evidências científicas nos diversos setores da saúde (diagnóstico, intervenção e educação em saúde) e discutindo questões éticas pertinentes ao tema em perspectivas futuras de implementação da tecnologia.

19.2. Telemedicina e suas derivações

Realizando uma consulta no site dos Descritores em Ciências da Saúde (DeCS) (http://decs.bvs.br/) com o termo "Telemedicina", encontramos a seguinte definição: oferta dos serviços de saúde por telecomunicação remota. A definição inclui tanto os serviços de consulta como os de diagnósticos interativos." Essa definição, apesar de objetiva, é um tanto limitada, uma vez que a Telemedicina também pode ser aplicada, por exemplo, para fins educacionais de aperfeiçoamento para profissionais da saúde e mesmo para promoção da saúde popular, modalidade de assistência em saúde que emerge dos saberes locais de profissionais de saúde anônimos integrantes da comunidade (Beltrão 2000).

Uma vez considerada a limitação apresentada, essa definição se faz coerente quando percebemos o processo evolutivo em curso da Telemedicina ao incorporar diferentes serviços para uma variedade de finalidades, como na educação (Sabharwal 2016). Por fim, alertamos para a combinação do substantivo "telemedicina" com o adjetivo "remota", visto que tal combinação possui uma fragilidade do ponto de vista semântico, uma vez que neste caso, o adjetivo qualifica o que já é indicado pelo prefixo grego "tele" de forma redundante.

A variedade de serviços e veículos de prestação desse serviço (TICs) também possuem coerência com os vários termos considerados sinônimos de Telemedicina que estão disponíveis nos DeCS. Fazendo uma análise das razões que levam a essa heterogeneidade de denominações para uma mesma tecnologia, podemos categorizá-las pela relação da finalidade do serviço, pelo meio ou veículo de prestação de serviço utilizado e pela sua essência. Um exemplo da finalidade do serviço é o termo "Disque Saúde Mulher", que está voltado à prestação de serviço remoto à Saúde da Mulher. Em relação ao meio ou veículo de prestação dos serviços, encontramos os termos "e-Saúde", "eSaúde" e "Telessaúde", que consideram o meio que o serviço é prestado, sendo por correio eletrônico (e-mail) e/ou por telefone. E, por último e não menos relevante, encontramos também termos que consideram a essência do serviço, como "Saúde Móvel", "m-Saúde" e "mSaúde".

Além dos termos descritos, é comum encontrarmos na literatura científica internacional outras denominações para Telemedicina. Quando pesquisamos "Telemedicine", tradução para o inglês de Telemedicina, na Medical Subject Headings (MeSH Term), encontramos "Mobile Health", "Health, Mobile", "mHealth", bem como "Telehealth" e "eHealth". Alguns desses já disponibilizados nos DeCS e outros não. Mas o que chama a atenção é o termo "Telemedicine" estar dentro da categoria de "Delivery of Health Care", que em português significa "serviço de saúde em casa", e que dá origem a outros termos (Remote Consultation, Telepathology, Teleradiology, Telerehabilitation) relacionados à especificidade do serviço prestado – reabilitação e consulta remota, como exemplo. Cada vez mais os serviços em saúde estão tendendo a sair do modelo hospitalocêntrico e se inserindo em outros cenários, como na casa ou no trabalho das pessoas, quer presencialmente ou a distância.

Frente aos diversos termos utilizados por profissionais ou estudiosos, em âmbito nacional ou internacional, os autores do presente capítulo acreditam que o melhor termo a ser empregado nessa modalidade de prestação de serviço em saúde seja Telessaúde, consoante com o Ministério da Saúde, que também o adota no Programa Nacional Telessaúde Brasil Redes, instituído em 2011.

Esse programa presta serviços de teleconsultoria (esclarecimento de dúvidas sobre procedimentos clínicos, ações de saúde e questões relativas a processo de trabalho no formato de pergunta e resposta entre profissionais de saúde), segundo opinião formativa (resposta sistematizada, construída com base em revisão bibliográfica, evidências científicas e clínicas a perguntas originadas das teleconsultorias), tele-educação (atividades educacionais a distância por meio de tecnologias de informação e comunicação para apoiar a qualificação de estudantes, profissionais e trabalhadores da área da saúde) e de telediagnóstico (possibilita a realização de exames com emissão de laudo a distância, diminuindo custos com deslocamento de pacientes, aumentando a resolubilidade da Atenção Básica e, ainda, aumentando a oferta em especialidades) (Silva, Siqueira et al. 2012). Esses serviços combinados estão representados na Figura 19.2 logo mais.

Entretanto, no momento que escrevemos este capítulo, o termo indexado nos DeCS é Telemedicina, que não se desvirtua do sentido do atendimento remoto, mas que destaca uma formação específica de atuação profissional com enfoque limitado na condição de saúde (doença), não sendo coerente com o atual modelo de atenção preconizado, o Modelo de Atenção Biopsicossocial por equipes colaborativas (Harzheim, Katz et al. , Silva, Siqueira et al. 2012).

Figura 19.2. Telessaúde e seus domínios de aplicação. Fonte: Vidal e Barbosa (2019)

Fonte: Vidal e Barbosa (2019)

19.3. Aspectos essenciais ao se implementar a Telemedicina

Ao aplicar a Telemedicina em qualquer cenário é preconizado que a implementação seja preparada e estruturada para que se obtenha êxito. A integração dessa tecnologia a uma rotina de serviço é imprescindível, uma vez que ela fará parte dos processos inerentes e já em andamento no serviço de saúde no intuito de corresponder às demandas da população-alvo.

Poucas são as chances de sucesso das tecnologias remotas quando não se tem uma rotina de trabalho estabelecida, já que as etapas ou protocolos assistenciais possuem o papel de nortear a prestação do serviço e definir o que deve ser feito na prática (Harzheim, Katz et al. , Silva, Siqueira et al. 2012, Ramtohul 2015).

Antes de exemplificarmos alguns cenários de aplicação da Telemedicina, temos de entender que as demandas da sociedade precisam ser analisadas em primeiro lugar, de forma específica e efetiva (Ramtohul 2015). O contexto biopsicossocial do indivíduo deve ser analisado juntamente com a sua necessidade, evitando o imperativo tecnológico, que se baseia no uso de uma tecnologia simplesmente por ela existir e não nas reais necessidades do usuário. Essa questão iremos discutir com mais detalhes logo mais na seção das questões éticas ao se pensar em Telemedicina.

De forma a entender alguns requisitos de um serviço que inclui a Telemedicina, tornando-a aplicável ao que adotaremos para conceituar neste capítulo, vamos introduzir em nosso exemplo, a necessidade de tratamento para dor no ombro de pessoas que sofreram lesão medular de origem traumática (a medula espinhal foi lesionada a partir de um trauma em um nível específico da sua composição). Quando o desfecho não é fatal, a lesão medular evolui para uma deficiência do tipo paraplegia (paralisia muscular acompanhado ou não de deficiência sensorial nas pernas) ou tetraplegia (mesma deficiência também envolvendo os braços), a depender do nível em que o trauma ocorreu na medula espinhal[7].

Em particular, nas paraplegias, devido ao uso excessivo dos braços e dos ombros nas tarefas do cotidiano (tocar a cadeira de rodas, transferir de diferentes alturas e superfícies, realizar atividades de alimentação e higiene, dentre outras), a queixa de dor e desconforto nessa articulação é característica previsível e frequente nessa condição de saúde que coloca a pessoa em situação de risco para lesões ortopédicas no ombro geradas pelas sobrecargas decorrentes das necessidades de transferência.

7. Lesões medulares abaixo da altura do tórax (primeiro nível torácico – T1) resultam em paraplegia, enquanto acima desse nível a consequência seria tetraplegia.

Figura 19.3. Ilustração da equidade de acesso aos serviços de saúde em diferentes contextos.

Fonte: Vidal e Barbosa (2019)

Uma vez instalada a deficiência articular, ao procurar solucionar e tratar a dor no ombro desses indivíduos, poderíamos pensar na intervenção fisioterapêutica convencionalmente ofertada na forma presencial, com efetividade já bem evidenciada na literatura científica e comumente recomendada para tal tratamento. Entretanto, seria conveniente e oportuno, por conta do contexto (dificuldade de locomoção devido à falta de acesso para pessoas que utilizam cadeira de rodas, por exemplo) (Figura 19.3), a aplicação do que poderíamos chamar de Telerreabilitação (derivação de Telemedicina), serviço de reabilitação física prestado a distância, no caso, para o tratamento analgésico, restaurador de funções do ombro, bem como preventivo para evitar recidivas (Ramtohul 2015).

A Telerreabilitação seria então uma boa solução para o caso apresentado, já que o problema poderia ser resolvido sem deslocamento da pessoa cuidada e com baixo custo. Entretanto, deve-se considerar que nem todo caso de dor no ombro tem indicativo de prescrição da terapia a distância, visto que queixa de dor no ombro é o desfecho de uma infinidade de processos fisiopatológicos, consequentemente demandam uma heterogeneidade de necessidades. A depender da causa e necessidade, a terapia remota poderia não ser efetiva ou não corresponder ao que se espera. Frente ao exposto, é premente considerar que, independente da abordagem, o estado de saúde do indivíduo precisa ser diagnosticado e prognosticado para se identificar fatores que favoreçam o efeito da intervenção com o uso da tecnologia (aspectos positivos),

mas também observar fatores que possam ser negativos e não indicados para determinados diagnósticos e prognósticos (aspectos negativos).

Balanceando os aspectos citados (Figura 19.4), podemos elencar como fatores positivos a adesão do indivíduo ao tratamento a distância, o segmento responsável das orientações dos profissionais e a execução regular da conduta prescrita. Ainda, possuir um aparelho de smartphone com serviço de Internet para acesso ao conteúdo disponibilizado pelos profissionais, ter compreensão e instrução do que foi orientado a fazer, e, principalmente, concordar com a intervenção ofertada de forma a corresponder com sua necessidade individual. Considerando tais aspectos positivos, a assistência remota será bem-sucedida.

Em contrapartida, não podemos descartar os fatores negativos, principalmente reconhecidos como a não adesão do indivíduo ao tratamento, a dificuldade ou necessidade de orientação presencial, a falta de acesso a um smartphone ou serviço de Internet, a baixa instrução e compreensão para seguir a conduta prescrita, bem como uma intervenção não direcionada para a dor no ombro do indivíduo. Os fatores negativos citados já foram relatados como limitadores da intervenção a distância (Martins, De Sousa et al. 2011). Dessa forma, é imprescindível entender as chances de sucesso de um protocolo de tratamento remoto.

Figura 19.4. Ilustração da condição de saúde de lesão medular somada à dor no ombro, que repercute em restrições e limitações nas atividades da vida diária.

Fonte: Google Imagens, com adaptações (2019)

Outro aspecto importante na aplicação da Telemedicina nos diferentes cenários é o seu valor agregado no âmbito da equipe de profissionais de um serviço, visto que é comum observarmos que todo início de implementação de nova tecnologia em saúde é marcado por resistência ao seu uso. Considerando ainda que ela pode não ser reconhecida como tendo benefícios claros para os serviços, o desuso da inovação será desfecho inevitável e se tornará obsoleto antes mesmo da sua implementação. Notem que o valor agregado de uma tecnologia está atrelado aos possíveis benefícios ao serviço e devem ser claros e expressivos, minimizando custos com os recursos materiais, bem como diminuindo os esforços junto aos recursos humanos (Harzheim, Katz et al.).

Utilizando ainda o exemplo de aplicação da Telemedicina para dor no ombro de pessoas com paraplegia, é imprescindível aos profissionais que atendem esse caso primar para que a intervenção remota seja efetiva, bem como para que os indivíduos assistidos estejam satisfeitos e em concordância com o tratamento remoto (outro aspecto ético a ser discutido posteriormente). Um adicional de valor importante para o exemplo citado é a real capacidade de a modalidade a distância diminuir a demanda de trabalho presencial, reduzindo filas de espera nos serviços públicos e melhorando a rotina dos atendimentos. Fica evidente o valor agregado desse tipo de intervenção que pode tanto beneficiar o usuário quanto melhorar a efetividade do serviço, objetivo-alvo da tecnologia descrita neste capítulo.

Muito embora os valores da Telemedicina estejam claros, infelizmente no Brasil, não foi esclarecido o custo-benefício do seu uso. Apesar de existir políticas públicas e programas relacionados, faltam evidências científicas. Ao que parece, ainda não há um sistema de avaliação consistente da tecnologia, bem como há carência de estudos que analisem, por meio de ensaios clínicos e revisões sistemáticas, se de fato a assistência remota foi efetiva e vantajosa quando comparada aos serviços tradicionalmente ofertados para cada caso. Se não analisados de forma adequada, os argumentos para provar os caráteres complementar ou suplementar da terapia remota podem se mostrar fragilizados.

Ao se refletir sobre a concepção de um serviço de Telemedicina, precisamos novamente considerar que ele deve estar coerente com o serviço que já é ofertado de forma presencial. Isso está relacionado com o valor agregado mencionado nos parágrafos anteriores, bem como com a qualidade e logística do serviço. É recomendável que exista o serviço presencial antes da oferta do serviço remoto, sendo ele a base de apoio em situações emergenciais dos usuários, frente à necessidade de uma intervenção presencial. Entretanto, isso não é regra e nada impede que o serviço remoto seja implantado na ausência da modalidade presencial, desde que na rede de atenção à saúde da região, o serviço conte com unidades de pronto atendimento (Harzheim, Katz et al. , Silva, Siqueira et al. 2012, Ramtohul 2015).

Figura 19.5. Ilustração da solução convencional para o tratamento da dor no ombro e suas limitações. A partir do processo de inovação, remodela-se a solução convencional e a prepara para uso na Telerreabilitação (solução inovada).

Fonte: Google Imagens, com adaptações (2019)

Aliada à resistência e um possível alto investimento inicial para implementação da Tecnologia, a qualidade do serviço por meio da Telemedicina pode ser questionável. Há indivíduos que apresentam forte adesão ao serviço, mas outros não. Assim, não podemos generalizar para todos os diferentes contextos e necessidades que podemos encontrar. Caso haja dúvidas da qualidade do serviço a distância, a adesão diminuiria drasticamente. Frente ao fato apresentado, um serviço de Telemedicina precisa ser bem planejado e executado, considerando os cenários e empecilhos que poderão atrapalhar o serviço, se distanciando do objetivo final que é fornecer serviços em saúde de forma efetiva e segura (Harzheim, Katz et al.).

No caso do tratamento da dor no ombro, exemplo escolhido para ilustrar nossas reflexões, a especificidade e o cuidado na escolha dos programas de intervenção devem conduzir toda a proposta de terapia a distância, pois a oferta inadequada do tratamento remoto pode ser um fator de piora do caso. A especificidade e cuidado de escolha citados devem garantir que o tratamento interaja com todos os aspectos biológicos (anatomia e biomecânica do ombro) e ambientais (físicos, sociais e atitudinais) que provocaram a dor, bem como o nível de atividade (limitada e/ou restrita) relacionado ao funcionamento da articulação envolvida – quanto maior o nível de atividade capaz de sobrecarregar o ombro, maior a suscetibilidade dela desencadear dor e lesão (Figura 1.5). Contudo, deve-se considerar que a pessoa com paraplegia necessita das transferências para suas atividades cotidianas.

É aconselhável que se faça uso de protocolos de avaliação, identificação dos fatores provocativos e de intervenção (respeitando as particularidades de cada um) e que, talvez a ação que mereça destaque seja a de analisar se a condição e o estado de saúde da pessoa assistida são responsivos a uma intervenção na modalidade a distância. Dessa forma, a qualidade de uma intervenção estará pautada em uma padronização da oferta de serviços, necessária para que não haja os eventos previsíveis que conhecidamente comprometem um tratamento de dor.

Dentre as formas de atendimento, podemos dividir a Telemedicina em síncrona e assíncrona. A primeira considera a oferta do serviço em tempo real, correspondendo à necessidade no ato em que o usuário acionar o serviço. Já a segunda, fundamenta-se na necessidade de um tempo prévio para a resposta a partir do acionamento do usuário. Dentre as duas formas, a síncrona pode gerar maior custo que a assíncrona, já que é necessária uma equipe disponível em tempo real, mais ágil e disponível a qualquer momento em que o serviço for acionado.

No exemplo da dor no ombro que estamos trabalhando, a depender da severidade da dor e de suas consequências em um momento específico durante a intervenção a distância, o usuário não poderá esperar por muito tempo a resposta dos profissionais a distância (independente da forma que o atendimento se dá – síncrona ou assíncrona). Será necessário um atendimento presencial, de urgência, e isso reforça a complementariedade dos serviços presenciais e remotos que não são excludentes.

Considerados os inúmeros fatores para efetividade da implementação e oferta de serviços de assistência remota em saúde discutidos até então, na seção seguinte passaremos para a descrição das evidências obtidas por meio de método científico.

19.4. Evidências da Telemedicina

O número de estudos que investigam o grau de evidência da Telemedicina em diversas áreas do conhecimento tem crescido consideravelmente (Stroup, Berlin et al. 2000, Young, Chan et al. 2011). Esse crescimento está relacionado com o aumento da demanda e aplicação do serviço remoto em sistemas de saúde, a exemplo do Brasil, que atualmente está em execução o Programa Telessaúde Brasil Redes e que está ligado aos três níveis de atenção à Saúde do SUS (primário, secundário e terciário) (Silva, Siqueira et al. 2012, Silva, Carneiro et al. 2015).

Além do grau de evidência dos desfechos de intervenções com o uso da Telemedicina (gerados pelo tipo de delineamento metodológico que gerou a evidência), devemos observar também a recomendação da evidência, que transcende a sua efetividade (se a intervenção analisada foi favorável, desfavorável ou inconclusivo no desfecho investigado). Esse grau de recomendação da evidência considera e analisa fatores no intuito de se observar a exequibilidade e factibilidade do recurso, como o acesso à intervenção, a autonomia de escolha do indivíduo querer ser tratado remotamente, a segurança do indivíduo, o risco de ele piorar fazendo seu uso e o contexto que pode ser favorável ou não.

Outro aspecto a se discutir nesta seção é a efetividade da Telemedicina atrelada à sua proposta, ou seja, o conceito tecnológico gerador. Muitas vezes a efetividade da intervenção em saúde está ligada ao procedimento, que neste contexto está sendo veiculado pelo serviço remoto. Uma intervenção para dor no ombro pode ser indicada de forma presencial, mas remotamente pode ser uma barreira, considerando a complexidade da causa e da solução esperada. Dessa forma, devemos ter em mente que os serviços oferecidos e adaptados a distância podem ter sua efetividade modificada ou não equiparada com a presencial. Estudos nessa linha ainda são necessários para identificar a efetividade nos domínios aplicáveis da Telemedicina, a exemplo da educação de profissionais, na implementação de uma nova rotina do serviço que antes não fazia parte, ou na disseminação de uma nova técnica de avaliação ou intervenção mais acurada e responsiva, respectivamente.

Como exemplos de evidências sobre a aplicação da Telemedicina nos domínios citados, uma revisão Cochrane de 2015 investigou a efetividade, aceitabilidade e interatividade da Telemedicina como uma alternativa ou complemento nas práticas clássicas de cuidado, denominada pelos autores do estudo como atendimento presencial. Foram selecionados 93 ensaios clínicos randomizados até junho de 2013. Os achados nessa revisão indicam que o uso da Telemedicina pode auxiliar no controle da Insuficiência Cardíaca, bem como no controle da glicemia em pessoas com Diabetes. Porém, o custo para um sistema de saúde e a aceitabilidade por pacientes e profissionais não ficaram claros nos estudos selecionados. Assim, apesar de auxiliar, a eficácia da Telemedicina não foi completamente evidenciada, visto que depende também de fatores que incluem aqueles relacionados à população do estudo, como a gravidade da condição de saúde e a trajetória de vida dos indivíduos (Flodgren, Rachas et al. 2015).

Fisher e seus colaboradores buscaram determinar a eficácia das terapias psicológicas para dor quando administradas remotamente em comparação com sujeitos que estavam na lista de espera, em tratamento usual ou como controle ativo do tratamento para o manejo da dor crônica em crianças e adolescentes. Essa revisão Cochrane selecionou 8 estudos até junho de 2014 com uma amostra total de 371 indivíduos. Os achados indicam que terapias psicológicas realizadas remotamente, principalmente por meio da Internet, conferem benefícios na redução da intensidade ou gravidade da dor após o tratamento em todas as condições (por exemplo, ansiedade e depressão). Além disso, a satisfação com os tratamentos foi positiva, ao final, os autores discutem que ensaios maiores (multicêntricos) são necessários para conclusões mais fundamentadas a respeito da eficácia dessas terapias (Fisher, Law et al. 2015).

Outro ensaio clínico randomizado, publicado em 2016, teve por objetivo determinar a efetividade do tratamento por telefone para úlceras por pressão em indivíduos com lesão medular nos países de baixa e média renda. Participaram do estudo 120 indivíduos entre novembro de 2013 e março de 2016, sendo randomizados em

grupos controle e intervenção. Segundo os autores, não houve nesse estudo diferença no tamanho da úlcera por pressão desses indivíduos. Porém, no que tange à modificação da participação em atividades (avaliada por meio do WHODAS - World Health Organization. Disability Assessment Schedule), da impressão clínica de melhora no estado de saúde, bem como da satisfação do indivíduo e do tempo de resolução da úlcera, foram descritos resultados positivos para o grupo que recebeu aconselhamentos por telefone associado aos cuidados usuais (Arora, Harvey et al. 2017).

Ainda em outro ensaio clínico randomizado, os autores buscaram identificar se havia melhora na aderência ao programa de exercícios caseiros quando esses eram oferecidos em um aplicativo com suporte remoto em vez de panfletos. Para isso, 80 indivíduos (com diferentes condições musculoesqueléticas) foram randomizados em dois grupos, intervenção e controle, por um período de 4 semanas. Os resultados indicaram que pessoas com condições musculoesqueléticas aderem melhor aos exercícios realizados em casa quando os programas de exercício são fornecidos em um aplicativo com suporte remoto em comparação aos oferecidos em panfletos (Lambert, Harvey et al. 2017).

Parker e seus colaboradores investigaram por meio de uma revisão sistemática o benefício de se utilizar ferramentas eletrônicas, móveis e a Telessaúde para indivíduos vulneráveis com doença crônica, e exploraram os mecanismos intrínsecos relacionados à experiência dos indivíduos. Foram encontrados 18 estudos (9 ensaios clínicos randomizados) no período de 2009 a 2018. Em vez de benefícios, os pesquisadores identificaram que havia uma carência de pesquisas em que fossem incorporadas as ferramentas eletrônicas com grupos vulneráveis, além de ser notável a influência da educação em saúde da população nos resultados. Ademais, os esforços para engajar os indivíduos foram menores do que se esperava pela equipe de saúde, demostrando a necessidade de diferenciar as demandas específicas dos grupos vulneráveis ao implementar tecnologias de saúde em determinada região (Parker, Prince et al. 2018).

Uma revisão sistemática com metanálise de 2018 investigou a eficácia das intervenções de e-Saúde para aumentar a atividade física e a efetividade na melhora dos resultados relacionados à obesidade, em mulheres adultas. Os autores utilizaram 60 estudos (20 inclusos na metanálise) encontrados até 20 de julho de 2016, o que totalizou uma amostra de 8.354 mulheres. Como resultado, notou-se que as intervenções e-Saúde promoveram um aumento moderado ou vigoroso na atividade física. Ademais, essas intervenções foram eficazes para aumentar 1 minuto de atividade física por semana para as mulheres adultas. Ainda que resultados positivos tenham sido apresentados, nenhuma mudança foi observada nas medidas de quantificação da obesidade. Vale ressaltar que os dados encontrados foram em países de alta renda (Cotie, Prince et al. 2018).

As evidências descritas aqui permitem observar que são muitos os cenários de aplicação da Telemedicina, sendo ainda um campo fértil de pesquisa e desenvolvimento nas Ciências em Saúde. Contudo, as evidências devem, além de suprir as necessidades dos indivíduos, ser aplicadas de forma estratégica, abordando pontos sensíveis em que os serviços de saúde estão sobrecarregados e ineficientes, além de reforçar setores estratégicos, como na Atenção Primária, na promoção de um efeito cascata[8]. Efeito esse alcançado, por exemplo, ao se gerir bem o fluxo de indivíduos na Atenção Básica e que acaba otimizando os serviços prestados pelos demais níveis (Secundário e Terciário). Dessa forma, as facetas da Telemedicina podem ser melhor identificadas e aplicadas a partir de necessidades coletivas, sem deixar de lado as questões éticas, que iremos explorar na próxima seção.

8. Efeito cascata: Cadeia de eventos em que o efeito de um é a causa do efeito de outro, de forma que todos os eventos dessa cadeia estão interligados por uma relação de causa e efeito.

19.5. Questões éticas relacionadas à Telemedicina

A implementação de uma nova tecnologia tem por objetivo proporcionar benefícios e vantagens aos usuários, de modo a inovar o que antes era feito de uma forma dita convencional ou tida como arcaica. Essas conveniências são muito bem-vindas à sociedade, mas também podem gerar riscos e repercussões associados a elas. Discutir e avaliar o seu uso nos domínios já citados da Telemedicina se fazem necessários, principalmente no campo da Ética.

Em se tratando da possibilidade de privar cidadãos de direitos e garantias estabelecidas pelas regras sociais, bem como modificar hábitos e costumes, as questões éticas sobre a Telemedicina são eminentes (Silva, Siqueira et al. 2012, Kleinpeter 2017, Mettler and Vimarlund 2017) e serão discutidas aqui. Optamos por nos apoiar na ética principialista de Beauchamp e Childress, visto que o principialismo ainda é pertinente para discussões envolvendo implementação e funcionamento de sistemas sociais (Beauchamp 1994).

Sob à luz do que esses autores propõem, a Telemedicina também pode ser considerada um sistema social e, dada tal característica, envolver seres humanos em uma pluralidade de contextos que serão influenciados por um produto a ser implementado. Assim, como qualquer produto, a telemedicina pode oferecer riscos ao cumprimento dos quatro pilares do principialismo em questão: a autonomia (poder de escolha), a não-maleficência (evitar danos), a beneficência (fazer o bem ao indivíduo) e a justiça (promover a equidade e imparcialidade de ações).

De forma a elucidar os princípios apresentados, imagine uma situação em que um usuário de uma rede de atenção à saúde tenha uma demanda assistencial devido à sua condição de saúde e possa ser atendido de forma remota, ainda que a rede de cobertura da qual ele faz parte possa oferecer esse serviço na modalidade presencial.

Em nossa situação imaginária, consideremos que, pela alta demanda dos atendimentos no serviço presencial, somado ao desejo de otimizar os serviços dessa mesma rede de atenção, o atendimento via Telemedicina foi adotado pelos gestores como ponto de partida para suprir as necessidades concernentes à condição descrita, havendo, como já mencionado neste capítulo, situações que não seriam elegíveis. Tendo como base esse contexto, caso o usuário se negasse a ser atendido de forma remota, independente do motivo, a rede de atenção acataria a negativa como um caso de não concordância para essa modalidade de serviço em saúde, haja vista o princípio da autonomia que suporta os seus direitos e garantias fundamentais de acesso à saúde e de livre escolha.

Para minimizarmos conflitos éticos inerentes ao processo de implementação da assistência a distância, seria consensual primar pela característica de auxiliar e otimizar os serviços em saúde presenciais, não os substituindo, principalmente em situações em que a carência de informação presencial pode comprometer a tomada de decisão. Por exemplo, ao consideramos as limitações de se concluir um diagnóstico e traçar prognósticos sem considerar as percepções só apreendidas face a face, incorreria no uso irresponsável da terapia remota com eminente possibilidade de erros de conduta.

Os protocolos eticamente implementados para atendimentos por Telemedicina devem considerar fluxos de encaminhamento da população pelos serviços presenciais e a distância, ponderado sempre pelo fato de que o problema pode ou não ser resolvido remotamente e, em caso de necessidade presencial, inevitavelmente dispor de uma rede de atenção preparada para receber a demanda (Silva, Siqueira et al. 2012, Silva, Carneiro et al. 2015).

Em contrapartida, devemos nos atentar que esse caso de recusa de atendimento remoto é uma excepcionalidade, e a adoção da estratégia de atendimento remoto no caso hipotético foi com o enfoque no coletivo, em que o bem maior predomina (com a luz do interesse público) sobre o bem individual. Esse argumento se baseia no princípio da justiça, ao promover equidade de oferta de serviços com o intuito maior de ser imparcial. Logo, os gestores e profissionais da saúde precisam estar preparados para promover o serviço, pautados nas necessidades e excepcionalidades das demandas da população, na premissa de minimizar recusas ou discordâncias do atendimento via Telemedicina, sempre respeitando e aplicando os dois princípios mencionados.

Ainda, no exemplo apresentado e retomando o que recomendamos na seção dos aspectos essenciais para os serviços de Telemedicina, a oferta do serviço remoto deve estar pautada no grau de recomendação das evidências pertinentes à demanda em saúde dos indivíduos. Esse apontamento reforça o terceiro princípio ético, o da beneficência, o qual caracteriza e norteia as ações em saúde, proporcionando benefícios e solucionando demandas dos indivíduos pensando no seu bem. Todavia, podemos observar o seu conflito com o princípio da autonomia, pois no exemplo discutido, o indivíduo se recusou a ser atendido de forma remota, por mais que o serviço oferecido pudesse agregar benefícios e suprir sua demanda. Portanto, a inevitabilidade da ocorrência de conflitos entre os princípios apresentados, requer que a solução esteja pautada na pertinência do contexto e no melhor para o indivíduo, considerando as suas vontades e crenças.

Dado o caráter resolutivo do princípio da beneficência, o princípio da não maleficência se caracteriza em evitar danos aos indivíduos decorrentes dos possíveis erros dos profissionais de saúde, provenientes de negligência, imprudência ou imperícia. No contexto da Telemedicina, pode ocorrer negligência quando o profissional responsável pela triagem é acionado por uma demanda emergente e não a encaminha para o serviço presencial, mesmo não sendo capaz de solucioná-la. Em situações de imprudência, o profissional é acionado e procura solucionar o problema, mas assume um risco além do considerado seguro para um atendimento remoto, o que aumenta a chance de danos e prejuízos aos indivíduos. Por consequência, incorre em imperícia ao tentar solucionar um problema sendo que ele não possui competência para tal, como em casos que profissionais desenvolvem atos que não fazem parte de sua competência (Silva, Carneiro et al. 2015, Kleinpeter 2017).

Ao considerarmos que ela é uma tecnologia um tanto recente e promotora de novos fenômenos jurídicos na sociedade atual, a terapia remota irá provavelmente desencadear a necessidade de que os conselhos profissionais atualizem os respectivos códigos de ética, prevendo o uso da Telemedicina e suas implicações, de forma a guiar os profissionais e respaldar suas ações, estabelecendo normas a serem cumpridas. Na vanguarda da discussão, temos como exemplo a classe médica que foi a primeira a ajustar seu código de ética profissional, considerando a Telemedicina como possibilidade de assistência. Ainda, ditou as normas de sua prática, tendo como base os princípios aqui mencionados (Rezende, Melo et al. 2010). Em sendo implementada com esse cuidado, a aplicação da Telemedicina possui um maior respaldo legal para dirimir responsabilidades de possíveis êxitos e fracassos como oferta de assistência.

Com relação aos atendimentos para intervenções remotas profiláticas ou terapêuticas, partimos do pressuposto de que elas sejam baseadas em evidências, considerando os aspectos já mencionados na seção anterior. Essa premissa deve estar adequada à realidade dos usuários de cada rede de atenção à saúde, acrescido do acompanhamento das ações em saúde durante todo o processo de aplicação da Telemedicina. O direcionamento por evidências nos permite verificar se o efeito está sendo mantido mesmo com a influência da distância, considerando o grau de evolução da necessidade do usuário. Caso não seja efetiva ou gere algum efeito adverso, os princípios da beneficência e não-maleficência não estarão sendo considerados, assim, recomenda-se que a intervenção seja suspensa e que uma avaliação presencial se inicie para a resolutividade do problema (Silva, Siqueira et al. 2012, Silva, Carneiro et al. 2015, Kleinpeter 2017). Em casos de inefetividade e/ou inespecificidade de objetivo para a indicação, infringiriam o princípio da não-maleficência, haja vista o custo monetário e o tempo envolvido dos usuários ao se submeterem a um tratamento caracterizado aqui como desnecessário.

Ademais, alguns requisitos são essenciais para a aplicação do atendimento remoto não ser precário e ferir demandas éticas e sociais eminentes a serem discutidas. Na última década, os serviços de Internet e telefonia já configuram serviços básicos à população e inerente à implementação da Telemedicina, podendo até ser comparado aos serviços de fornecimento de água e energia elétrica.

Por essa comparação, para garantia da equidade, o Estado deveria regular o fornecimento e acesso às TICs, para que não haja distinção gerada pela localização geográfica ou classe social, preservando, assim, o direito constitucional da população. Aliados aos requisitos (Internet e telefonia), são necessárias também ferramentas que comporão o meio para o veículo dos serviços de saúde a serem ofertados, como aparelhos telefônicos, tablets e smartphones. Esses recursos têm o papel de proporcionar o encontro virtual entre o profissional da saúde e o usuário do serviço. O grande questionamento quanto aos recursos necessários para a implementação da Telemedicina é se o nosso país está preparado para fornecer tais requisitos, já que, em muitas regiões do país, esses serviços são limitados ou escassos, o que restringe a adoção da Telemedicina como estratégia assistencial em saúde.

O desenvolvimento de um setor em uma sociedade, como a Saúde, anda junto com os demais setores a exemplo da Educação, Segurança, Emprego, e outros, funcionando como engrenagens. Apesar de abarcarem diferentes áreas da vida, os setores devem se movimentar uniformemente e de forma contínua, sem impedir ou limitar o movimento do outro (Silva, Carneiro et al. 2015). Destarte, caso o acesso às TICs não seja universal, o princípio da equidade seria ferido, haja vista que pessoas que não possuem recursos tecnológicos para acesso ao serviço remoto ficam restritas a essa modalidade de assistência, ferindo também o direito social de assistência integral à saúde.

Na continuidade das discussões éticas, entram as discussões de mercado. Uma das grandes preocupações dos especialistas e gestores em saúde concerne o valor comercial agregado à incorporação da Telemedicina também na saúde suplementar. Independente do modelo econômico de uma nação, qualquer oferta de serviço está vinculada a um custo tanto de recursos humanos quanto materiais, o que pode ser uma barreira na oferta universal de qualquer serviço. Contudo, atuar em Saúde vai além da capacidade, quer do Estado quer do usuário, de se pagar por uma intervenção ou procedimento precificado, atinge o patamar de se entender o significado para o usuário do serviço ofertado cuja principal finalidade é proporcionar e promover o bem-estar individual e coletivo. A responsabilidade do cuidado transcende a comercialização de um produto cujo usuário pode acessar o SAC – Sistema de Atendimento ao Cliente para acionar a garantia ou trocar o produto, caso seja constatado defeito, problema ou erro. Trata-se de vidas que são vulneráveis e necessitadas de um cuidado humanizado. Dessa forma, o objetivo maior de se aplicar o serviço de Telemedicina não é diminuir custos, embora isso possa acontecer, mas sim de inovar a forma como se presta assistência, aperfeiçoando recursos que promoverão um acesso facilitado aos serviços de saúde (Kleinpeter 2017).

Ainda na seara da questão econômica, hoje em dia, é muito comum o uso de aplicativos de celulares que abordam serviços relacionados à Saúde. Suas funções são diversas, indo desde Apps que monitoram a atividade física até controladores de medicação diária. Eles inclusive fazem parte do rol de funcionalidades empregadas para a oferta da Telemedicina. Em todos eles, certamente existe um plano de negócios que proporcionará receita para algum empreendedor e informação valiosa para o marketing comercial. Contudo, temos de estar atentos ao fato de que as informações que estão sendo colocadas nos aplicativos podem formar um grande banco de dados (Big Data) que poderão ser comercializadas no futuro e servir como matéria-prima para processamento e análise de padrões do comportamento humano relacionados, por exemplo, ao consumo de produtos. Outro aspecto ético importante e que fere o princípio de não-maleficência.

Eticamente, a comercialização de informações pessoais é uma questão polêmica, já que influencia no direito da sociedade à privacidade e à confidencialidade de suas informações íntimas e pessoais. Quando se aceita os termos de uso de um App para livre acesso a ele, muitas vezes o usuário não está ciente da exposição de suas informações. Dado ao encobrimento de informações que não estão claras ao consumidor, mesmo que aceito pelo usuário, fere o princípio da autonomia, visto que acaba concordando sem consciência do que está abrindo mão.

De forma agravante ao que estamos levantando, há ainda a possibilidade desses dados serem utilizados como forma de previsibilidade do comportamento na área comercial, cerceando o direito de livre escolha do consumo individual, como já acontece quando pesquisamos algo em nossos computadores e logo depois aparecem anúncios sobre o que estávamos pesquisando. Outro exemplo prático nesse contexto é a vulnerabilidade e uso

dos dados pelas grandes companhias de seguro e de oferta de serviços em Saúde, servindo como matéria-prima para se entender o comportamento das pessoas e, desta forma, estabelecer planos de negócios com estratégias certeiras para grandes lucros (Silva, Carneiro et al. 2015, Kleinpeter 2017).

Portanto, dado o cenário apresentado, muitos são os desafios a serem vencidos para a plena implantação dos serviços em saúde aliados à Telemedicina. Porém, os limites não seriam insuperáveis. É interessante constatar também que as questões mais discutidas estão envolvidas com a estrutura e fornecimento dos serviços. Muitas delas estão também presentes nos serviços presenciais, não sendo questões inerentes à assistência remota, mas sim a uma deficiência já existente dos serviços. E para vencê-los, os autores deste capítulo sugerem que devemos repensar a forma como os serviços são prestados, com base no principialismo da bioética e outros, com o uso racional de recursos que a saúde faz uso.

19.6. Considerações finais

A partir do conteúdo exposto neste capítulo, observamos as diversas derivações que se tem para Telemedicina, havendo a preocupação, inclusive, sobre sua denominação e estruturação na legislação brasileira com um maior viés biomédico, sugerindo-se a denominação prevalente como Telessaúde. Além disso, conseguimos apreender também que há aspectos essenciais para a aplicação dessa tecnologia, considerando seu custo, valor agregado, qualidade, acesso e cuidado com o imperativo tecnológico, priorizando o objetivo específico para a aplicação do serviço remoto. Dentro de muitos aspectos, talvez o principal seja não deixar de considerar o contexto do indivíduo, identificando seus facilitadores e suas barreiras na implementação do serviço.

Levantamos aqui também algumas evidências sobre efetividade de aplicação da Telemedicina, preconizando que a decisão de uso não seja somente fundamentada no nível evidência científica, mas também no contexto e na finalidade de escolha pela assistência remota. As evidências hoje são muito variadas, havendo desde bons resultados até aqueles inconclusivos ou contrários à prescrição da Telemedicina. Entretanto, a tendência é uma produção cada vez maior de evidências à medida que se promove e divulga a Telemedicina, aumentando ao longo dos anos a presença de mais ensaios clínicos e revisões sistemáticas que suportem o seu uso. Por fim, as questões éticas, considerando os riscos e o teor de inovação da tecnologia, devem ser initerruptamente discutidas, não se limitando àquelas comentadas aqui, sempre com o foco na proposição de soluções para os entraves ao uso bem-sucedido da assistência a distância.

Finalizamos esse capítulo recomendando que, para a adoção da Telemedicina, seja identificado em primeiro lugar as finalidades e objetivos do serviço a ser prestado, definindo os requisitos e necessidades da condição e contextos específicos, quer individuais ou coletivos, e avaliando os custos de aplicação e manutenção do serviço, sem perder de vista os diversos cenários do processo de trabalho e oferta dos serviços assistenciais. Tudo isso aliado à inovação tecnológica garantiria uma prestação de Telemedicina coerente com os demais serviços presenciais, possibilitando um fluxo de atendimento atrelado com os três níveis de atenção do SUS, de forma a suprir as demandas necessárias.

Agradecimentos

Gostaríamos de agradecer, em primeiro lugar, às Professoras Cicília Raquel e Suélia Rosa pelo convite e oportunidade em escrever o presente capítulo. Agradecemos também à Universidade de Brasília e à Universidade de Sydney por nos prestar suporte fundamental no desenvolvimento de atividades de ensino e pesquisa, bem como aos órgãos de fomento CNPq (Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico), FAPDF (Fundação de Apoio e Pesquisa do Distrito Federal) e CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior), tornando possível o elo entre as universidades e o intercâmbio na produção de conhecimento.

Referências

Arora, M., L. Harvey, J. Glinsky, H. Chhabra, S. Hossain, N. Arumugam, P. Bedi, L. Lavrencic, A. Hayes and I. Cameron (2017). "Telephone-based management of pressure ulcers in people with spinal cord injury in low-and middle-income countries: a randomised controlled trial." Spinal cord 55(2): 141.

Beauchamp, T. (1994). "Respect for autonomy In: Beauchamp T, Childress J." Principles of Biomedical Ethics: 69-103.

Beltrão, J. F. (2000). "A arte de curar dos profissionais de saúde popular em tempo de cólera&58; Grão-Pará do século XIX The curative art of specialists in folk medicine in times of cholera&58; 19th century Grão-Pará." História 6(unknown): 833-866.

Cotie, L., S. Prince, C. Elliott, M. Ziss, L. McDonnell, K. Mullen, S. Hiremath, A. Pipe, R. Reid and J. Reed (2018). "The effectiveness of eHealth interventions on physical activity and measures of obesity among working-age women: a systematic review and meta--analysis." Obesity Reviews 19(10): 1340-1358.

Fisher, E., E. Law, T. M. Palermo and C. Eccleston (2015). "Psychological therapies (remotely delivered) for the management of chronic and recurrent pain in children and adolescents." The Cochrane database of systematic reviews 3: CD011118.

Flodgren, G., A. Rachas, A. J. Farmer, M. Inzitari and S. Shepperd (2015). "Interactive telemedicine: effects on professional practice and health care outcomes." Cochrane Database of Systematic Reviews(9).

Gallo, C. (2011). The Innovation Secrets of Steve Jobs: Insanely Different: Principles for Breakthrough Success, McGraw-Hill New York.

Harzheim, E., N. Katz, C. Ferri, J. G. Fernandes and I. Barbosa (2017) "Guia de Avaliação, Implantação e Monitoramento de Programas e Serviços em Telemedicina e Telessaúde."

Kleinpeter, E. (2017). "Four Ethical Issues of "E-Health"." IRBM 38(5): 245-249.

Lambert, T. E., L. A. Harvey, C. Avdalis, L. W. Chen, S. Jeyalingam, C. A. Pratt, H. J. Tatum, J. L. Bowden and B. R. Lucas (2017). "An app with remote support achieves better adherence to home exercise programs than paper handouts in people with musculoskeletal conditions: a randomised trial." J Physiother 63(3): 161-167.

Martins, E. F., P. H. C. De Sousa, P. H. F. De Araujo Barbosa, L. T. De Menezes and A. Souza Costa (2011). "A Brazilian experience to describe functioning and disability profiles provided by combined use of ICD and ICF in chronic stroke patients at home-care." Disability and rehabilitation 33(21-22): 2064-2074 %@ 0963-8288.

Mettler, T. and V. Vimarlund (2017). "All that Glitters is not Gold: Six Steps Before Selecting and Prioritizing e-Health Services." Journal of medical systems 41(10): 154.

Parker, S., A. Prince, L. Thomas, H. Song, D. Milosevic and M. F. Harris (2018). "Electronic, mobile and telehealth tools for vulnerable patients with chronic disease: a systematic review and realist synthesis." BMJ open 8(8): e019192.

Ramtohul, I. (2015). "The adoption of e-health services: Comprehensive analysis of the adoption setting from the user's perspective." Health Policy and Technology 4(3): 286-293.

Rezende, E. J. C., M. d. C. B. d. Melo, E. C. Tavares, A. d. F. d. Santos and C. d. Souza (2010). "Ética e telessaúde: reflexões para uma prática segura." Revista Panamericana de Salud Pública 28: 58-65.

Sabharwal, S. (2016). "Making the right connections with telehealth." The journal of spinal cord medicine 39(1): 13.

Santos, B. P., L. Silva, C. Celes, J. B. Borges, B. S. P. Neto, M. A. M. Vieira, L. F. M. Vieira, O. N. Goussevskaia and A. Loureiro (2016). "Internet das coisas: da teoriaa prática." Minicursos SBRC-Simpósio Brasileiro de Redes de Computadores e Sistemas Distribuıdos.

Silva, A. B., A. C. M. G. Carneiro and S. R. F. Síndico (2015). "Regras do governo brasileiro sobre serviços de telessaúde: revisão integrativa." Planejamento e Políticas Públicas(44).

Silva, A. R., A. C. d. S. Siqueira, A. P. B. Correa, C. F. d. Souza, C. S. Bavaresco, E. d. C. Roballo, E. D. d. Castro Filho, E. A. Carpes, G. U. Balardin and K. M. Lima (2012). "Manual de telessaúde: para atenção básica, atenção primária à saúde."

Stroup, D. F., J. A. Berlin, S. C. Morton, I. Olkin, G. D. Williamson, D. Rennie, D. Moher, B. J. Becker, T. A. Sipe and S. B. Thacker (2000). "Meta-analysis of observational studies in epidemiology: a proposal for reporting." Jama 283(15): 2008-2012.

Young, L. B., P. S. Chan, X. Lu, B. K. Nallamothu, C. Sasson and P. M. Cram (2011). "Impact of telemedicine intensive care unit coverage on patient outcomes: a systematic review and meta-analysis." Archives of internal medicine 171(6): 498-506.

20. IMPORTÂNCIA DA MEDIÇÃO DE BIOIMPEDÂNCIA EM UM MARCAPASSO ARTIFICIAL IMPLANTÁVEL PARA AVALIAR O COMPORTAMENTO DA ATIVIDADE CARDÍACA

Gabriela M. de M. Rodrigues*[1], Guilherme T. Leal†[2], Felipe Murcia‡[3], Fernando Chavez‡[4], José A. A. de Andrade*[5] e Sandro A. P. Haddad† [6]

* Departamento de Engenharia Elétrica, Faculdade de Tecnologia (ENE/FT), Universidade de Brasília (UnB), Brasília/DF, Brasil
† Faculdade do Gama (FGA), Universidade de Brasília (UnB), Brasília/DF, Brasil
‡Instituto de Pesquisa Eldorado, Campinas/SP, Brasil

1 – Doutoranda em Engenharia de Sistemas Eletrônicos e Automação (UnB)
2 – Mestrando em Engenharia Biomédica (UnB)
3 – Engenheiro do Instituto de Pesquisa Eldorado
4 – Doutor em Engenharia Elétrica (USP)
5 – Mestrando em Engenharia de Sistemas Eletrônicos e Automação (UnB)
6 – Doutor e Professor da Universidade de Brasília (UnB)

Abstract

The heart is the main organ of the circulatory system, responsible for the conduction of blood in the blood vessels. It consists basically of four chambers, two upper ones called atria and two lower ones called ventricles. Cardiovascular diseases are the ones that most cause the world population to die, justifying the investment in studies of technology applied to cardiac health. When there is a malfunction due to the synchronism in its operation, one of the possibilities of treatment for the individual is the implantation of the pacemaker. Pacemakers can be classified of several types, being chosen by the doctors from the way of functioning compared to the respective situation of each individual. Among the types of pacemakers available, DDDR is chosen when there is a need for an adaptive response of the heart rate, that is, if the organic need is adapted from the signals perceived by it. To aid in the functioning of the pacemaker one or more physiological variables can be used. In this work, the use of cardiac and respiratory bioimpedance as a helper in the search for organic information additional to that of the accelerometer, for the treatment of cardiac arrhythmias is a common condition among cardiac patients. The present study analyzes a bioimpedance measurement system based on the lock-in technique, that is, the use of a good amplifier capable of extracting noise from the desired signal from different excitation waveforms. The most effective excitation wave to this day is the semi-sine wave. It is in the test phase to substitute the shape of the injection current for a waveform from the function of the first Gaussian derivative. In this chapter, therefore, the importance of implementing the bioimpedance measurement in the pacemaker will be addressed in order to evaluate cardiac behavior and differences in measurement performance from the wave type applied.

Resumo

O coração é o principal órgão do sistema circulatório, responsável pela condução do sangue nos vasos sanguíneos. É composto basicamente por quatro câmaras, sendo duas superiores denominadas átrios e duas inferiores denominadas ventrículos. As doenças cardiovasculares são as que mais levam a população mundial a óbito, justificando o investimento em estudos de tecnologia aplicada à saúde cardíaca. Quando há um mau funcionamento decorrente do sincronismo na sua operação, uma das possibilidades de tratamento para o indivíduo é o implante do marcapasso. Os marcapassos são de vários tipos, sendo escolhidos pelos médicos a partir das suas formas de funcionamento comparados à respectiva situação de cada indivíduo. Dentre os tipos de marcapasso existentes, o DDDR é escolhido quando há necessidade de resposta adaptativa da frequência do batimento cardíaco, ou seja, se adéqua a necessidade orgânica a partir de sinais percebidos por ele. Para auxiliar no funcionamento do marcapasso uma ou mais variáveis fisiológicas podem ser usadas. Neste trabalho destaca-se o uso bioimpedância cardíaca e respiratória, como auxiliador na busca por informações orgânicas adicionais as do acelerômetro, para o tratamento de arritmias cardíacas, condição esta mundialmente comum entre cardiopatas. O presente estudo analisa um sistema de medida da bioimpedância baseado na técnica de lock in, ou seja, utilização de um bom amplificador com capacidade de extrair ruídos do sinal desejado a partir de diferentes formas de onda de excitação. A onda de excitação mais efetiva até os dias de hoje é a semi-senoidal. Está em fase de testes a substituição do formato da corrente de injeção para uma forma de onda a partir da primeira derivada da Gaussiana. Neste capítulo, portanto, será abordada a importância da implementação da medida de bioimpedância no marcapasso para que se avalie o comportamento cardíaco e as diferenças de desempenho de medida a partir do tipo de onda aplicada.

20.1. Introdução

De acordo com a OMS [2017], as doenças cardiovasculares, principalmente relacionadas à estrutura cardíaca e as de ordem coronariana, são consideradas a principal causa de óbito no mundo, apresentando estatística de aproximadamente 17 milhões de mortes no ano de 2016. A doença coronariana resulta de deposição de placas de tecido fibroso e colesterol na parede dos vasos, dificultando ou impedindo a passagem do sangue. Seu crescimento pode ser influenciado pelo hábito de fumar, a partir de doenças como hipertensão, diabetes e outros.

Quando esse mau funcionamento leva a problemas no ritmo cardíaco, as ditas arritmias, uma possível medida de tratamento é o implante do marcapasso artificial [Andrade et al, 2000], dispositivo este usado neste trabalho como objeto de estudos para melhoramento da eficiência de resposta às necessidades do corpo.

Esses aparelhos possuem algum tipo de sensor indicativo de demanda metabólica do corpo, sendo comumente selecionado o acelerômetro, com responsabilidade de captar alterações externas, possibilitando saber se o indivíduo está em repouso ou em movimento. Tal informação é necessária para ajustar a taxa de aplicação de estímulos pelo marcapasso. Porém, esse sensor precisa ser complementado por sofrer muitas interferências externas, o que pode gerar mau entendimento de informações. Uma das maneiras de aumentar a eficiência da leitura metabólica e diferenciar ações orgânicas normais e patológicas é a implementação da extração da bioimpedância.

Nesse contexto, a organização do texto se realizará da seguinte forma: o capítulo abordará no item 1.2 a forma de funcionamento de uma bomba cardíaca saudável; em 1.3 se explicará sobre o marcapasso artificial, indicando quais são os seus tipos e em qual é interessante que a bioimpedância seja implementada. Em seguida, no item 1.4 será realizada uma explicação sobre o conceito de bioimpedância e suas diferentes formas de ser medida. Será abordado no item 1.5 o funcionamento do sistema de medição de bioimpedância; no 1.6 serão indicados os diferentes sinais de estímulo já testados para mensurar a fidedignidade da resposta de bioimpedância comparada com o sinal original; e, por fim, no item 1.7 o estudo terá a sua fase de conclusão.

20.2. Fisiologia do Coração

O coração (Fig.20.1) é o principal órgão do sistema circulatório, sendo formado por duas câmaras superiores chamadas átrios e duas inferiores, os ventrículos. O átrio direito quando em relaxamento (diástole) recebe sangue da parte superior do corpo a partir da veia cava superior e da parte inferior do corpo a partir da veia cava inferior. Em seguida, o mesmo se contrai (sístole) impulsionando o fluido a abrir a valva tricúspide e entrar no ventrículo direito que está em diástole. Quando preenchido, tal câmara sofre sístole e encaminha o sangue para os pulmões pela artéria pulmonar para que lá seja oxigenado, e então, o retorna para o átrio esquerdo pela veia pulmonar. O mesmo é impulsionado por sístole para a câmara seguinte, o ventrículo esquerdo, a partir da abertura da valva mitral, e quando preenchida se contrai e direciona o sangue oxigenado para todo o corpo pela artéria aorta. O trajeto do sangue do coração para os pulmões e seu retorno ao coração é chamado de pequena circulação ou circulação pulmonar; já o percurso feito entre coração, todo o corpo e retorno ao mesmo é denominado grande circulação ou circulação sistêmica [Koeppen and Stanton, 2018].

Os átrios direito e esquerdo se contraem ao mesmo tempo devido ao fato de a fonte geradora de potencial de ação, chamado de nodo sinoatrial ou marcapasso natural estar localizada no átrio direito, mais precisamente na

entrada da veia cava superior, sendo as duas estruturas mais próximas. Entre as câmaras superiores e inferiores existe outro nodo chamado atrioventricular. Este é responsável por frear a corrente elétrica, não permitindo a contração de átrios e ventrículos ao mesmo tempo. Dessa forma, apenas após a liberação do mesmo, o estímulo responsável pela sístole atrial é conduzida através do feixe de Hiss e fibras de Purkinje para ambos ventrículos, realizando a contração do mesmo. Assim que a corrente passa pelo tecido, o mesmo sai do potencial de ação e causa relaxamento da musculatura [Costanzo, 2014].

Figura 20. 1 - Anatomia do coração

Fonte: Santos, 2015

Denomina-se ciclo cardíaco o período de início de um batimento até o início do próximo, sendo cada um deles provocado pela geração de corrente elétrica pelo nodo sinusal, conhecido como marcapasso natural, localizado acima do átrio direito, na entrada da veia cava superior. Esse potencial se difunde rapidamente pela parte superior e a inferior a partir do feixe atrioventricular [Vanputte et al, 2016].

Em virtude da anatomia cardíaca, há um retardo de 0,1 segundo na passagem desse impulso, o que garante que a sístole atrial leve o sangue para os ventrículos, e, em seguida, a sístole ventricular, que leva o sangue para fora do órgão. O débito cardíaco e o volume minuto são mensurações possíveis para entender a efetividade de tais movimentos.

Tratando dessa circulação de fluido, o volume de sangue que o coração consegue bombear por minuto, chamado de débito cardíaco (DC), é resultado do produto da frequência cardíaca (FC) pelo volume sistólico (VS) e pode ser calculado da seguinte forma: DC = FC x VS. Já o volume minuto (VM) é a quantidade de ar total que entra nos pulmões por minuto, determinado pelo produto de volume corrente (VC) e frequência respiratória (FR), podendo ser calculado por: VM = VC x FR. A união dessas duas ações auxilia na verificação da condição de funcionamento circulatório [Guyton and Hall, 2017].

A frequência cardíaca e respiratória, bem como todas as outras variáveis dependentes destas, pode aumentar e diminuir de acordo com a atividade do corpo no momento, sendo proporcional a real necessidade de nu-

trição sanguínea [Love, 2006; Webster, 1995]. Essas alterações podem ser percebidas a partir da extração da bioimpedância (BioZ), parâmetro este dado a partir da resistência de fluidos orgânicos que transportam oxigênio ao tecido a partir de injeção de corrente [Tang and Tong, 2009; Grimnes and Martinsen, 2014; Min and Parve, 1999; Alt, 1991]. Nota-se que mudanças rápidas de BioZ ocorrem a partir do comportamento cardíaco, enquanto mudança lenta ocorre devido aos componentes respiratórios, podendo, assim, mensurar e utilizar os parâmetros de ambos os tratos [Min and Parve, 2007].

A figura 20.2 indica os eventos ocorridos no lado esquerdo do coração durante o ciclo cardíaco. As três curvas na parte superior indicam a variação de pressão na artéria aorta no ventrículo e átrio, respectivamente. A curva abaixo delas mostra as variações no volume ventricular. Todas elas estão correlacionadas no tempo com a curva de eletrocardiograma na parte inferior da figura [Guyton and Hall, 2006].

O começo da sístole corresponde ao início da contração isovolumétrica, momento em que a pressão do ventrículo é superior à pressão atrial, ou o fechamento da valva mitral [Bonow et al, 2013]. Devido à anatomia (Fig. 1.1), a pressão ventricular é muito maior no momento de sístole no ventrículo (100 mmHg) que no átrio (10 mmHg).

O eletrocardiograma registra a contração atrial representada pela onda P, condução pelo nodo atrioventricular e contração ventricular pelo complexo QRS e diástole ventricular pela onda T [Santos, 2015], sendo esses dados essenciais para avaliar as condições do órgão.

Figura 20. 2 - Eventos do ciclo cardíaco

Fonte: Guyton and Hall, 2006

20.3. Marcapasso Artificial

Quando o indivíduo possui o ritmo cardíaco irregular ou lento, inferior a 60 batimentos por minuto, sendo diagnosticado com bradicardia; ou ainda quando há interrupção parcial ou total da transmissão de impulsos elétricos, diagnosticados com bloqueio atrioventricular, na maioria dos casos a solução encontrada pelo médico cardiologista é o implante do marcapasso (MP) específico para cada situação a partir do levantamento indispensável dos fatores envolvidos [Connolly et al, 2000].

Para classificar os tipos de aparelhos existentes de acordo com seu uso foi criada uma tabela em códigos (Tab.1.1). A primeira letra da nomenclatura representa a câmara que será estimulada, podendo ser o átrio (A), o ventrículo (V), as duas (D) ou nenhuma (O); A segunda letra informa qual será a câmara sentida ou detectada, seguindo as mesmas regras da anterior, átrio (A), ventrículo (V), as duas (D) ou nenhuma (O). A terceira letra da nomenclatura indica o tipo de resposta ao evento, podendo inibir MP (I), ativar MO (T), duplo (D) ou nenhum (O); A quarta letra expressa se há modulação da frequência a partir de atividade física, podendo modular a freqüência cardíaca (R) ou não modular (O). A quinta e última letra é a estimulação multisite que representa se há mais de um local de estimulação, podendo ser no átrio (A), ventrículo (V), as duas (D) ou nenhuma delas (O).

A condição e o diagnóstico do paciente, bem como sua capacidade de se exercitar e a resposta cronotrópica ao exercício ritmo de base são levados em consideração no modo de marcapasso [Jahangir, 1999]. A tabela 1.2 lista os tipos de marcapasso categorizados de acordo com as especificações da tabela 1.1.

Tabela 1.1 - Códigos da nomenclatura para marcapassos

I	II	III	IV	V
Câmara Estimulada	Câmara Sentida	Resposta ao Evento	Modulação da Frequência Cardíaca	Estimulação Multisite
A = átrio	A = átrio	I = inibe MP	R = modula FC	A = átrio
V = ventrículo	V = ventrículo	T = ativa MO	O = nenhum	V = ventrículo
D = dupla A + V	D = dupla A + V	D = duplo I + T		D = dupla A + V
O = nenhum	O = nenhum	O = nenhum		O = nenhum

Fonte: Zambon, 2015

Tabela 1.2 - Tipos de marcapasso

Códigos da nomenclatura					Significado
I	II	III	IV	V	
V	O	O			Marcapasso ventricular assíncrono; sem nenhuma função de controle adaptativo de frequência cardíaca ou antitaquiarritmia.
V	V	I			Marcapasso ventricular de "demanda" sem nenhuma função de controle adaptativo de frequência cardíaca ou antitaquiarritmia.
D	V	I			Marcapasso atrioventricular seqüencial multiprogramável; sem função de controle adaptativo de frequência cardíaca.
D	D	D			Marcapasso de dupla câmara multiprogramável; sem nenhuma função de controle adaptativo de frequência cardíaca ou antitaquicardia.
D	D	I			Marcapasso DDI multiprogramável (estimulação e detecção de dupla câmara, mas sem estimulação sincrônica atrioventricular); sem nenhuma função de controle adaptativo de frequência cardíaca ou antitaquicardia.
V	V	I	R		Marcapasso VVI com frequência adaptativa e intervalo de escape controlado de forma adaptativa por uma ou mais variáveis.
D	D	D	R		Marcapasso DDD programável com intervalo de escape controlado de forma adaptativa por uma ou mais variáveis.

Fonte: Zambon, 2015

Marcapassos com câmara única (VVI ou VVIR) são os mais utilizados para evitar bradiarritmias e assistolias. Nele, o ventrículo pode ser estimulado e sentido e, caso a atividade esteja normal, o dispositivo é inibido. O modo VVIR tem importante indicação em casos de fibrilação atrial somada à baixa resposta ventricular, porém, não consegue manter sincronia entre as câmaras, o que pode levar a outras patologias como a Síndrome do Marcapasso.

Caso a necessidade esteja na solução para problemas cronotrópicos associados à compensação de frequência cardíaca durante a atividade física, podem ser utilizados o AAI ou AAIR, mas atualmente não é a primeira opção. Neles, o átrio é estimulado, sentido e inibido, caso a resposta seja de atividade atrial normal, porém, durante o uso, eles não evitam possíveis bloqueios atrioventriculares [Loga et al, 1998].

Diferentemente dos anteriores, os marcapassos de duas câmaras (DDD e DDDR) conseguem estabelecer maior sincronia atrioventricular, pois há quatro possibilidades de ritmos ao implantado, sendo eles o ritmo sinusal, atividade atrial de marcapasso com condução atrioventricular normal e formação de QRS nativo; atividade atrial normal com alteração na condução AV e atividade ventricular de marcapasso. Estes podem ser selecionados para pacientes que apresentem bom funcionamento do nó sinusal, mas alteração de condução AV, disfunção dos nodos SA e AV e até mesmo quando houve o desenvolvimento da Síndrome do Marcapasso [Fananapazir et al, 1994].

O modo DDI consegue tanto estimular quanto detectar átrio e ventrículo, mas não controla a atividade intrínseca atrial. Sendo assim, no momento de detecção do ritmo atrial, há a inibição desse estímulo, o que permite

uma condução natural até o ventrículo. Como não há sincronização das câmaras, caso ocorra bloqueio atrioventricular, as vantagens de utilizar esse modelo ficaram obsoletas, não sendo então, a primeira opção [Loga et al, 1998].

O diagrama abaixo (Fig. 20.3) mostra a linha de raciocínio que deve ser seguida para que a escolha do marcapasso a ser implantado no paciente seja adequada, pontuando perguntas-chave com respostas objetivas sobre o comportamento cardíaco, bem como sua necessidade.

Figura 20.3 - Escolha do marcapasso

Fonte: Zambon, 2015

Tratando de pacientes com bradicardia sintomática com a necessidade de sincronismo AV, levando em consideração ainda a falta de competência cronotrópica no nodo sinusal e sua condução AV em FC maior que 150 bpm precisa modular a FC, o tipo de marcapasso mais indicado será de modo DDDR, sendo este programável, com intervalo de escape controlado de forma adaptativa por uma ou mais variáveis.

A forma adaptativa está relacionada à captação de informações fisiológicas que são alteradas a partir da situação de esforço físico ou estresse, sendo estas a frequência respiratória, pH sanguíneo, temperatura, volume sistólico, pressão ventricular, intervalo QT, saturação sanguínea de oxigênio e a própria movimentação corporal [Andrade, 1988].

Uma maneira de mensuração desses parâmetros em dispositivo cardíaco muito utilizado é o acelerômetro, porém, há perda de sensibilidade quando os exercícios são isométricos ou sentados, ou ainda, quando há estresse fisiológico como febre, anemia e até mesmo ansiedade [Garrido et al, 2013]. A fim de resolver essa problemática, a combinação de mais que um sensor pode ser utilizada, tendo como alternativa a bioimpedância, que utiliza os próprios eletrodos de estimulação para determinar o volume-minuto e/ou débito cardíaco, dependendo do tipo de impedância medida.

20.4. Bioimpedância

Na física, impedância (Z) é conceituada como a medida de resistência de substâncias à passagem de corrente ao se aplicar um potencial elétrico [Tang and Tong, 2009]. Calculada a partir do quociente da tensão (V) pela corrente (I): Z = V/I. Quando essa mensuração é aplicada a tecidos orgânicos, pode-se denominar bioimpedância, pois a composição tecidual influencia no valor mensurado uma vez que o aumento de fluxo de fluido que irriga a região oferece menor resistência quanto à passagem de corrente [Nunes, 2015].

A medição da bioimpedância requer a excitação do tecido, já que não se está medindo as ondas elétricas intrínsecas da operação cardíaca. A excitação comumente utiliza um sinal de corrente de alta frequência e é medida a resposta em tensão do tecido. Dependendo do sinal de excitação a medida pode ter influencia de diferentes magnitudes de harmônicos, porém com os mesmos componentes espectrais o que leva a possibilidade de necessidade de separação de componentes cardíacos, respiratórios e supressão de distúrbios estocásticos e determinísticos [Min et al, 2002; Vander et al, 1990].

Entre as formas de extração, a bioimpedância transtorácica (TEB), medida entre a câmara do coração e o case do marcapasso implantado, tem a capacidade de medir o débito cardíaco e volume sistólico a cada ciclo a partir da detecção de alterações pulsáveis na condutividade elétrica do tórax devido ao movimento do sangue na região no momento de contração ventricular [Kubicek, 1966; Bernstein, 1986; Sramex, 1994].

Já a bioimpedância transvalvular (TVI), medida a partir do eletrodo no átrio e outro no ventrículo, fornecem informações indicativas do estado mecânico do coração. Quando presente no marcapasso artificial implantado, é possível controlar sua frequência de estimulação, a autorregulação da intensidade da estimulação e até a alternância do modo que será estimulado. Além disso, tal medida pode ainda ser implementada em desfibriladores [MORRA, 1997].

O modelo da bioimpedância pode ser aproximado a um circuito de impedância elétrica Z, e para medi-lo, uma corrente de excitação alternada I_in é injetada no tecido, uma parte da corrente passa pela região extracelular e gera um valor resistivo de acordo com o funcionamento dos órgãos. No caso da impedância transtorácica são medidos três componentes: a resistência base (R_base), a resistência respiratória (R_resp) e a resistência cardíaca (R_card). A outra parte da corrente que passa através das membranas celulares gera uma resistência interna da célula (R_mem), formando uma capacitância (C_mem) entre os espaços intracelulares. Estes valores variam apenas com a frequência da corrente de estimulação, dessa forma essa equivalência é válida como uma aproximação dentro de uma faixa de frequência limitada em torno da frequência de medição. A figura 20.4 mostra o modelo elétrico [Webster, 1995].

Figura 20.4 - Modelo da bioimpedância elétrica transtorácica

Fonte: Webster,1995

Em resposta à corrente de estimulação tem-se a tensão elétrica (V_out) que está modulada pela onda da bioimpedância. Existem diferentes informações codificadas nesta onda, principalmente de ordem mecânica: como a respiração que gera componente respiratório (ΔZ_resp) e o bater do coração que produz um componente cardíaco (ΔZ_card). Ainda temos uma componente DC (Z0) que se relaciona com nível de fluido no tecido.

As faixas de frequência e amplitude da componente de bioimpedância desejada definem os filtros e os ganhos necessários para conseguir obter essas informações. Na tabela 1.3 são colocados valores típicos da bioimpedância para a configuração de medição transtorácica [Belalcazar et. al, 2007] e transvalvular [Gasparini, 2005].

Tabela 1.3 - Valores típicos de bioimpedância

Parâmetro	Medição	Amplitude [Ohm]	Frequência [Hz]
Z0_ resp	Transtorácica	~ 75 - 100 [16]	0
ΔZ_resp		~ 2 - 4 [16]	0.05 – 1
ΔZ_card		~0.1 - 1 [16]	1 – 3
Z0_ card	Transvalvular	~100 - 1K [18]	0
ΔZ_card		~ 20 – 50 [18]	1 – 3

Fonte: Belalcazar et. al, 2007 e Gasparini, 2005

20.4.1 Bioimpedância Transtorácica (TEB)

A contratilidade cardíaca causa variação na impedância elétrica do miocárdio, principalmente na fase isovolumétrica onde ocorrem mudanças tônicas e geométricas. A contração altera com a proporção de sangue e a massa miocárdica, ocorrendo variação da impedância em função da massa muscular. Como pode ser visto na figura 20.5 esta variação pode ser capturada por meio dos mesmos eletrodos do marcapasso utilizados na estimulação cardíaca [Menezes et al, 2012].

Figura 20.5 - Impedância transtorácica

Fonte: Adaptada de www.medtronic.com

A bioimpedância transtorácica (TEB) é medida entre a câmara do coração e o case do marcapasso implantado. Seu valor reflete direta e imediatamente o estado contrátil do coração e constituem um excelente indicador para o restabelecimento da frequência cardíaca durante o estresse físico e emocional, em casos em que o paciente sofre de incompetência cronotrópica (IC), ou seja, quando não consegue atingir sua frequência cardíaca máxima [Andrade et al, 1998 and Guijjar et al, 2008].

Como pode ser verificado na figura 20.6, o valor de bioimpedância transtorácica (TEB), após a ejeção de fluxo sanguíneo nos pulmões, varia em função ao esforço físico. Ou seja, o valor da BioZ é menor quando é realizada a atividade física do que em repouso.

Por se tratar da impedância respiratória, é capaz de indicar ainda a atividade mecânica e o fluxo de sangue nos pulmões, o que permite obter o parâmetro do volume minuto (VM) da respiração cujo comportamento é usado para regular a frequência cardíaca [Zielinski et al, 2009 e Larson e Daum, 2006].

Figura 20.6 - Variação da TEB em função do esforço físico

Fonte: Menezes, 2001

No sistema de marcapasso bicameral constam 5 eletrodos, sendo eles o Ring Atrial (RA+), Tip Atrial (RA-), Ring Ventricular (RV+), Tip Ventricular (RV-) e o case (carcaça do marcapasso). Na figura 20.7 verifica-se o sistema de medição da TEB, em que o case é definido como eletrodo de referência e RV- (Tip do ventrículo) tem a função de eletrodo de injeção de corrente. Como o campo elétrico induzido é bem maior nas vizinhanças da ponta do eletrodo de injeção e o valor total da impedância é dominante nessa região 3, um terceiro eletrodo RV+ (Ring do ventrículo) que fica perto do eletrodo de injeção é utilizado para medir a diferença de tensão criada pela impedância do tecido e o eletrodo de referência [Molin, 2013].

Figura 20.7 - Esquema de medição da TEB

Fonte: Molin, 2003

20.4.2 Bioimpedância Tranvalvular (TVI)

Outra opção na medição da impedância cardíaca é a técnica da Impedância Transvalvular (TVI), medida entre o átrio e o ventrículo do mesmo lado do coração, que pode ser usada para verificar se houve a ejeção cardíaca após estimulação ventricular a fim de prevenir a falsa inibição ventricular [Medicoweb, 2012].

Através dela se permite obter os parâmetros de volume cardíaco (VC), volume sistólico (VS) e a frequência cardíaca (FC) cujo comportamento é usado para controlar a frequência e sincronismo cardíaco [Morra, 1997 e Molin, 2003]. Na figura 20.8 nota-se que a TVI também pode ser medida com os mesmos eletrodos utilizados na estimulação atrioventricular.

Figura 20.8 - Impedância transvalvular [Adaptada de www.medtronic.com]

Fonte: Adaptada de www.medtronic.com

Nesta configuração de medida da bioimpedância TVI o eletrodo de referência é o do átrio direito (RA+) e o eletrodo de estimulação fica posicionado em um dos ventrículos, conforme pode ser observado na figura 20.9, sendo o Tip Ventricular para estimulação de corrente elétrica e o Ring ventricular como ponto de medição de tensão [Molin, 2001].

Figura 20.9 - Esquema de medição da TVI

Fonte: Molin, 2001

O valor mínimo da TVI é registrado próximo ao enchimento ventricular máximo. Já o valor máximo da TVI é obtido com enchimento ventricular mínimo (volume sistólico final), sendo sensível as variações da contratilidade cardíaca. As variações da TVI podem ser vistas na Figura 1.10.

Figura 1.10 - Variação da TVI com o enchimento ventricular [Medicoweb, 2012]

20.4.3 Modelo e Formas de Onda para Bioimpedância

Para propósitos de simulação e testes de sistemas de medição de bioimpedância, a figura 20.11 propõe uma alternativa para a síntese deste sinal por meio da adição das componentes cardíaca, respiratória e de base. O sintetizador de sinal de bioimpedância (BISS) é composto por sintetizadores $S_{\Delta zc}$ (cardíaco), $S_{\Delta zr}$ (respiratório) em cascata com um filtro passa-baixas, S_{z0} (fonte de sinal constante) e de um elemento somador, que recebe as contribuições de cada uma destas fontes e gera o sinal sintético de bioimpedância [Krivoshei, 2006].

Figura 20.11 - Diagrama de blocos de um sintetizador de sinal de bioimpedancia (BISS) [Krivoshei, 2006]

Fonte: Krivoshei, 2006

Para o modelo do componente cardíaco é necessário entender a análise das formas de onda do sinal mostrando a forte relação entre a duração do tempo do sinal BI e o intervalo S-T do sinal de ECG (Fig. 20.12), sendo este uniforme ou não, considerando esse intervalo de tempo corresponde à fase entre a sístole e a diástole ventricular [Vander et al, 1990].

Figura 20.12 - Componente cardíaco relacionado ao sinal de ECG

Fonte: Krivoshei, 2006

No modelo de sinal de BI respiratório (Fig. 20.13) a frequência e a profundidade da respiração (amplitude do sinal) como parâmetros do sinal variam no tempo e estas variações não podem ser introduzidas no modelo. O formato de onda em trapézio é um bom aproximador de bioimpedância respiratório [Krivoshei, 2006].

Figura 20.13 - Modelo de sinal de bioimpedância respiratória

Fonte: Krivoshei, 2006

Para que se tenha uma ideia de como seria um marcapasso artificial implantável com a implementação da captação de sinais orgânicos a partir dos tipos de medida de bioimpedância vistas anteriormente, foi criado um diagrama de blocos (Fig. 20.14) simplificado que demonstra os componentes básicos que devem existir.

Figura 20.14 - Diagrama de blocos do sistema de medição de bioimpedância no contexto do marcapasso

A forma geral do sistema de medição de bioimpedância é composta por uma bateria para fornecimento de energia para o marcapasso, um bloco de controle que gerencia todo o circuito, para que nos intervalos de pacing do marcapasso o circuito de estimulação injete uma corrente de baixa amplitude e alta frequência no tecido miocárdio. Com isso, a bioimpedância é modulada numa frequência superior aos demais sinais encontrados no coração com ECG, miopotenciais e o sinal da rede 60Hz. Na etapa seguinte é feito o processo de condicionamento do sinal da bioimpedância, através de um circuito de demodulação em conjunto com amplificadores e filtros de sinais.

Os sistemas convencionais existentes que realizam a medição introduzem no tecido uma onda semi quadrada, e então, utilizam amplificador lock-in com o objetivo de produção de componentes em fase e em quadratura da bioimpedância. Aspectos como magnitude e fase são extraídos do sinal digital de saída [Kassanos et al, 2013].

A conversão de saída do amplificador lock-in para o formato digital (em número adequado de bits) é realizada fundamentalmente por um conversor analógico/digital (A/D) [Kassanos et al, 2014].

É necessário considerar que a possibilidade de realizar a diferenciação de comportamento cardíaco patológico ou por atividade física, por exemplo, ocorre devido ao fato de a extração dessas informações serem diretas do órgão, uma vez que os mesmos eletrodos responsáveis pela excitação fazem a extração desses dados.

Sendo assim, é possível realizar a diferenciação entre mudança de comportamento cardíaco por o paciente estar em atividade física, por exemplo, ou por alterações patológicas com necessidade de intervenção.

20.5. Sistema de medição de bioimpedância

Como o marcapasso é um equipamento eletrônico implantável, se espera que tenha o menor consumo enérgico possível para que sua vida útil seja maximizada, evitando, assim, intervenções cirúrgicas. Há alguns anos atrás a especificação de autonomia era de cinco anos, hoje em dia para entrar no mercado são necessários dez anos. Portanto, este requisito leva a implementações de um ultra baixo consumo de potência na parte analógica no uso de técnicas de power gate e outras na parte digital. Na figura 20.15 um diagrama de um canal de medida da bioimpedância é esquematizado com blocos analógicos.

Figura 20.15 - Diagrama de blocos para um sistema de medição da bioimpedância

Para realizar a medição da bioimpedância foi montado um sistema de modulação similar ao sistema AM. A principal diferença está no fato de que o sinal modulado é um sinal fisiológico. Para produzir um sinal de tensão modulado uma onda de corrente elétrica é usada como portadora na estimulação do tecido (bioimpedância variável). A figura 20.16 demonstra este processo, onde f_{cw} é frequência da corrente de estimulação, que é multiplicada pela bioimpedância, vista no gráfico ao lado, em sua banda de frequência original, e, por fim, é mostrado que após a modulação seu espectro muda para a frequência da portadora com a banda duplicada.

Figura 20.16 - Processo de modulação da bioimpedância

Para recuperar o sinal da bioimpedância é feito um processo de demodulação e filtragem. Na figura 20.17 é ilustrado como ocorre o processo em que pode ser visto que basta multiplicar novamente o sinal modulado pela mesma portadora usada na modulação, o detalhe é que os dois sinais devem estar em fase para evitar distorções. Além disso, também pode ser percebido que existem outros sinais no espectro da bioimpedância, estes são provenientes das interferências externas ao corpo humano, a exemplo do caso da rede elétrica (60Hz) e internas que são os miopotenciais. Para tratar estas interferências são usados filtros analógicos. Depois, ainda é preciso filtrar o sinal para eliminar a banda duplicada que aparece no sistema DSB.

Figura 20.17 - Processo de demodulação da bioimpedância

A última etapa do processo de condicionamento do sinal é o processo de conversão do sinal de analógico para digital (ADC), para que o mesmo possa ser usado pelo processador nos algoritmos de controle do marcapasso.

20.6. Tipos de sinais de excitação

A bioimpedância no coração é mensurada ao injetar corrente diferencial nos tecidos para medir o resultado em forma de tensão diferencial, conseguindo estimar a função cardíaca. É necessária a qualidade médica de medição de bioimpedância para resolver sua mudança de faixa AC sobreposta à impedância média de distribuição DC, preocupando-se ainda com o consumo de energia que garante a autonomia dos dispositivos implantáveis [Yan et al, 2011].

Para garantir a maior precisão possível, é necessária a configuração do tipo de precisão da detecção síncrona; o circuito que injeta a corrente deve fornecer baixa distorção harmônica total (THD), baixa potência, alto nível de programabilidade para frequência, alto nível de integração e seleção de amplitude [Medical Electrical Equipment, 2005]. Além disso, a pureza dessa corrente injetada é essencial, uma vez que, a partir dela, podem ser causadas distorções inaceitáveis com comprometimento de medição [Yan et al, 2011]. Comparando três possíveis tipos diferentes de modulação (Fig.1.18), a primeira delas, uma onda senoidal pura, apresenta a melhor qualidade e THD por consistir em único sinal, porém, não há eficiência de energia [Gonzalez-Landaet et al, 2008; Yúferaetal et al, 2002]. A tensão em fase desmodulada, contém a inversão da impedância medida em corrente, bem como uma imagem na segunda harmônica da freqüência de modulação de f_0.

A onda quadrada pode ser utilizada para a modulação de corrente de baixa potência devido a sua realização pela técnica do chaveamento [Yazicioglu et al, 2001; Lee et al, 2013]. Porém, os harmônicos ímpares dominantes se assemelham e são desdobrados para a base depois da demodulação, contribuindo a erros significativos. Com base na técnica de encurtamento quadrado, foram demonstradas formas de ondas alternativas que suprimem os harmônicos de alta potência [Min et al, 2007] ou gerador de sinais sinusoidais de quadratura de 8 níveis RC--DAC [Yang et al, 2009].

A técnica de modulação pseudo-seno, baseada em digitalização de onda senoidal de 16 níveis, modula a bioimpedância de maneira enfatizada, uma vez que suprime harmônicos até os 63º e 65º componentes, melhorando a eficiência da linearidade da potência. Limitando o sinal de largura de banda próxima, alguns harmônicos são amplamente atenuados e interfere na precisão do sinal de banda base. Há várias possibilidades de erro: a não linearidade, desvio da precisão linear e incompatibilidade, existindo a necessidade de redirecionamento simultâneo, linearidade a partir de técnicas adequadas de design (offset e mixagem por calibração). Para a onda pseudo-seno, o ruído à injeção de corrente é desprezado devido a modulação do sinal de banda estreita, o que assegura a alta supressão simultânea da relação sinal ruído [Yan et al, 2013].

Figura 20.18 - Diferenças das correntes de injeção

Fonte: Long et al, 2013

Como pode ser visto, para a medida de bioimpedância, a onda pseudo-seno até então, é a melhor forma de injeção de corrente no tecido, pois a resposta obtida garante maior confiabilidade e precisão a respeito do funcionamento cardíaco. Fato este que contribui para que o sistema do marcapasso artificial implantável de modo DDDR condicione seu funcionamento a partir de informações orgânicas captadas pelos eletrodos.

20.6. Considerações Finais

O coração é o principal órgão do sistema circulatório e tem como função o bombeamento de sangue para todos os tecidos de corpo, sendo seu mau funcionamento de maneira prolongada, incompatível com a vida. Ainda assim, as doenças que mais levam a população mundial ao óbito são as de ordem cardiovasculares, e, por isso, a preocupação em melhoria de tecnologias em saúde do coração torna-se tão relevante.

Existem vários tipos de marcapasso separados em categorias, sendo essa organização feita a partir da forma em que se comporta em interação ao organismo. Para resolver a bradicardia, problema comum entre os cardiopatas, o tipo DDDR é o mais recomendado, por possuir adaptação de resposta em frequência. Esse tipo de marcapasso comumente possui um acelerômetro capaz de captar estímulos externos que indicam se o indivíduo está em repouso ou movimento, tendo como desvantagem as interferências externas que podem gerar resultados contraditórios com a realidade.

O estudo da bioimpedância revelou que tem a propriedade de, quando medida de maneira transvalvular e transtorácica, trazer informações reais sobre o funcionamento do coração. E, por apresentar essa característica, foi implementado ao marcapasso como complementação ao acelerômetro, tornando maiores as chances de o dispositivo captar a situação atual da atividade cardíaca.

Esse sinal de bioimpedância é a resposta em forma de tensão a um estímulo de corrente efetuada no tecido. Alguns tipos de onda de injeção foram testados e comparados para avaliar a precisão da resposta, sendo a pseudo-seno a que realiza modulação do sinal de banda estreita, assegura a alta supressão simultânea da relação sinal/ruído, o que apresenta melhor resultado até então.

Atualmente, em fase de testes, está a implementação da onda de injeção de corrente em formato da 1ª derivada da função gaussiana a fim de perceber se existem vantagens de utilização que justifiquem a substituição da semi senoidal.

Referências

Alt, E. (1991) "Cardiac and pulmonary physiological analysis via intracardiac measurements with a single sensor", U.S. Patent 5.003.976.

Andrade, J. C. S. (1988) "Marcapassos com Biossensores", Revista Latino-Americana de Marcapasso e Arritmia – RELAMPA.

Andrade, J. C. S., Barbosa, G. V., Brofman, P. R. S., Falleiro, R. P. T., Giublin, P., Greco, O. T., Lima, H. B., Lourenço, A. D., Macedo, J. A., Menezes, J. A. S., Moraes, A. V., Mota, N. J. M., Pachón, J. C. M., Tomás, A. A. and Sant'ana, J. R. (1998) "Avaliação do Sensor de Contratilidade Cardíaca em Sistema DDDR – Estudo Multicêntrico", Revista Latino-Americana de Marcapasso e Arritmia – RELAMPA.

Andrade, J. C., Neto, V. A., Braile, D. M., Brofman, P. R. S., Costa, A. R. B., Costa, R., Galvão, S. S., Gauch, P. R. A., Lucchese, F. A., Martinelli, M., Medeiros, P. T. J., Mateos, J. C. P., Pimenta, J. and Takeda, R. T. (2000) "Diretrizes para o Implante de Marcapasso Cardíaco Permanente", Consenso do Departamento de Estimulação Cardíaca Artificial da Sociedade Brasileira de Cirurgia Cardiovascular, São Paulo.

Belalcazar, A., Patterson R., Shult R. (2007) "Impedance Monitoring for Detecting Pulmonary Edema and Thoracic Congestion", Patent number: US007313434B2, University of Minnesota.

Bernstein, D. P. A. (1986) "New stroke volume equation for thoracic electrical bioimpedance:Theory and rationale", Crit Care Med;14(10): 904-909.

Bonow, R. R., Mann, D. L., Zipes, D. P., Libby, P. Braunwald (2013) – Tratado de Doenças Cardiovasculares. 9ª ed. São Paulo: Elsevier.

Conolly, S. J., Kerr, C. R. and Gent, M. (2000) "Effects of Physiologic Pacing Versus Ventricular Pacing on the Risk of Stroke and Death Due to Cardiovascular Causes", Fot the Canadian Trial of Physiologic Pacing Investigators. N Engl J Med; 342: 1385.

Costanzo, L. S. (2014). "Fisiologia", 5ª ed. Rio de Janeiro: Elsevier.

Fananapazir, L., Epistein, N. D. and Curiel, R. V. (1994) "Long Term Results of Dual Chamber (DDD) Pacing in Obstructive Hypertrophic Cardiomyopathy", Circulation 90: 2731 – 42.

Garrido, R. R., Acosta, L. A. and Afonso, J. H. (2013) "A Importância da Qualidade de Vida na Evolução da Incompetência Cronotrópica em Pacientes com Marcapasso", Impulso Revista. Actualidad de Estimulacion Cardíaca.

Gasparini, G. (2005) "Rate-responsive pacing regulated by cardiac haemodynamics", Europace.

Gonzalez-Landaeta, R., et al.(2008) "Heart rate detection from plantar bioimpedance measurements", IEEE Trans.Biomed.Eng., vol.55, no. 3, pp. 1163–1167.

Grimnses, S. and Martinsen, G. (2014) "Bioimpedance and Bioelectricity Basics", 3rd ed., San Francisco, CA, USA: Academic press.

Guijjar, A. R., Banakal, M. S., Grupta, R., Sathyaprabha, N. and Jairaj, P. S. (2008) "Non- Invasive Cardiac Output by Transthoracic Electrical Bioimpedance in Post-Cardiac Sugery Patientis: Comparison with Thermodilution Method", Journal of Clinical Monitoring and Computing, 22:175 – 180.

Guyton, A. C. and Hall, J. E. (2006) "Tratado de Fisiologia Médica", 11ª ed. Rio de Janeiro: Elsevier.

Guyton, A. C. and Hall, J. E. (2017) "Tratado de Fisiologia Médica", 13ª ed. Rio de Janeiro: Elsevier.

Jahangir, A., Shen, W. K. and Neubauer, S. A. (1999) "Relation Between Mode of Pacing and Longterm Survival in the Very Elderly", J Am Coll Cardiol, 33:1208.

Kassanos, P., Constantinou, L., Triantis, I. and Demosthenous, A.(2014) "Na Integrated analog readout for multi-frequency bioimpedance measurements", IEEE Sensorts Journal, vol. 14, nº 8, 2792 – 2800.

Kassanos, P., Constantinou, L., Triantis, I. and Demosthenous, A.(2013) "A CMOS Magnitude/Phase Measurement Chip for Impedance Sspectroscopy", IEEE Sensors Journal, vol. 13 nº6, 2229 – 2236.

Koeppen, B. M, and Stanton, B. A. (2018) "Fisiologia", 7ª ed. Rio de Janeiro: Elsevier.

Krivoshei, A. (2006) "A Bio-Impedance Signal Synthesiser (BISS) for Testing of an Adaptive Filtering System", IEEE. Department of Electronics, TTU, Ehitajate tee 5, 19086 Tallinn, Estônia.

Kubicek, W. G. (1996) "Development and evaluation of an impedance cardiac output system", Aerospace Med; 12: 1208-1212.

Larson, D. E., Daum, D. R. (2006) "Minute ventilation sensor with dynamically adjusted excitation current. Cardiac Pacemakers", Patente: US007092757B2

Lee, W., et al. (2013) "An integrated pulse wave velocity sensor using Bioimpedance and noise-shaped body channel communication", in Proc. Symp. VLSI Circuits. pp. 12–14.

Loga, A. M., De Paola, A. A. V., Sosa, E. A., Maia, I. G., Pimenta, J. Gizzi, J. C. and Rassi, S. G. (1988) "Diretrizes para Implante de Marcapasso Cardíaco Definitivo em 1988", Recomendações da Comissão do Grupo de Estudos de Arritmias e Eletrofisiologia da Sociedade Brasileira de Cardiologia. Arquivo Brasileiro de Cardiologia, 50:209.

Loga, A. M., De Paola, A. A. V., Sosa, E. A., Maia, I. G., Pimenta, J. Gizzi, J. C. and Rassi, S. G. (1988) "Seleção do Modo de Estimulação Cardíaca Artificial Definitiva", Recomendações da Comissão do Grupo de Estudos de Arritmias e Eletrofisiologia da Sociedade Brasileira de Cardiologia. Arquivo Brasileiro de Cardiologia. 51/3:287-288.

Love, C. J. (1995) "Pacemaker and Defibrillators", 2nd ed., Austin, TX, USA: Landes Bioscience.

Medical Electrical Equipment (2005) – "Part 1: General Requirements for Basic Safety and Essential Performance", International Standard, IEC60601-1.

MedicoWeb (2012) "Trans Valvular Impedance – TVI", HTTPS://www.medicoweb.com/main/impedanza--transvalvolare, September.

Menezes, J. A. S. (2001) "Avaliação do Sensor de Malha Fechada Durante Atividades Físicas e Psicológicas Programadas", Revista Latino-Americana de Marcapasso e Arritmia – RELAMPA.

Menezes, J. A. S., Comerlatto, G. C. and Lopes, L. H M. (2012) "O Uso da Frequência adaptativa na terapia de ressincronização Cardíaca: Revisão Literária", Relampa.

Min, M. and Parve, T. (1999) "Thoracic bioimpedance as a basis for pacing controla", Ann. New York Acad. Sci., vol. 873, no. 1, pp. 155–166.

Min, M., et al. (2007) "Improvement of lock-in electrical bio-impedance analyzer for implantable medical devices", IEEE Trans. Instrum. Meas. vol. 56, no. 3, pp. 968–974.

Min, M., Parve, T., Kukk, V., Kuhlberd, A. (2002) "An Implantable Analyzer of Bio-Impedance Dynamics: Mixed Signal Approach", IEEE Trans. Instrum. Meas., Vol. 51, No. 4, pp. 674-678.

Molin, R. D, Inventor. (2001) "Measurig the Trans-Valvular Bio_Impedance in na Active Implantable Medical Device, In Particular a Pacemaker, Defibrillator and/ or Cardiovertor and/ or Multisite Device", Patent number: US 20010021866 A1.

Molin, R. D, Inventor. (2003) "Measurement of Intracardiac Impedance in a Multisite-Type, Active Implantable Medical Device, In Particular a Pacemaker, Defibrillator and/ or Cardiovertor", Patent number: US6539261 B2.

Morra, A. (1997) "Transvalvular Impedance Measurement", European Patent Application. Nº 96307097.4 (22).

Nunes, N. G. S. C. (2015) "O Papel da Bioimpedância Torácica na Caracterização do Doente Hipertenso Com Síndrome Metabólica", Dissertação para Obtenção do Grau de Mestre em Medicina. Universidade de Beira Interior: Portugal.

OMS – Organização Mundial da Saúde (2017). HTTPS://www.paho.org/bra/index.php?option=com_content&view=article&id=5253: doencas-cardiovascolares&Itemid=839, September.

Santos, J. L. F. (2015) "Eletrocardiograma ao Alcance de Todos", 1ª ed. São Paulo: Phorte.

Sramek, B. (1994) "Thoracic electrical bioimpedance: Basic principles and physiologic relationships", Noninvas Cardiol;3(2):83-88.

Tang, W. H. and Tong, W. (2009) "Measuring Impedance in Congestive Heart Failure: Current Options and Clinical Applications", American Heart Journal, 157(3): 402 – 411.

Vander, A. J., J. Sherman, H., Luciano, D. S. (1990) "Human Physiology", McGraw-Hill, New York.

Vanputte, C. L., Regan, J. L. and Russo, A. F. (2016) "Anatomia e Fisiologia de Seeley" 10ª ed. Porto Alegre: Artmed.

Webster, J. G. (1995) "Design of Cardiac Pacemaker", New York, NY, USA: IEEE

Yan, L., et al. (2011) "A 3.9mW25-electrode reconfigured sensor for wearable cardiac monitoring system," IEEE J. Solid-State Circuits, vol. 46, no. 1, pp. 353–364.

Yan, L., Pettine, J., Mitra, S., Kim, S., Jee, D. W., Kim, H., Osawa, M., Harada, Y., Taiya, K. (2013) "Analog Signal Processing IC for Accurate Recognition of Miltiple Intra-Cardiac Signals", IEEE. Transactions on biomedical circuits and systems, vol 7, nº 6, 785 – 813.

Yang C., et al. (2009) "Fully integrated seven-order frequency-range quadrature sinusoid signal generator", IEEE Trans. Instrum. Meas., vol. 58, no. 10, pp. 3481–3489.

Yazicioglu, R. F., et al. (2011) "A 30 analog signal processor ASIC for portable biomedical signal monitoring," IEEE J. Solid-State Circuits, vol. 46, no. 1, pp. 209–221.

Yúfera, A., et al. (2002) "Na integrated circuitf or tissue impedance measure", in Proc. IEEE Engineering in Medicine and Biology Soc. pp. 88–93.

Zambon, L. S. (2015) "Marca-passo Modos e Nomenclatura", http://www.medicinanet.com.br/conteudos/revisoes/6149/marca_passo_modos_e_nomenclatura.htm, September.

Zienliski, T. M., Hettrick, D. A.,Warman, E. N. (2009) "System and Method of Monitoring Physiologic Parameters Based on Complex Impedance Waveform Morphology", Medtronic. Patente: US20090275854A1

21. PLATAFORMAS TECNOLÓGICAS EM SAÚDE: INOVAÇÃO, COMPETITIVIDADE E REGULAÇÃO

Pedro Canísio Binsfeld[1]

1. Doutor em Biotecnologia, Gestor público, docente e pesquisador. Secretário Executivo da Comissão Nacional de Ética em Pesquisa - Secretaria de Ciência, Tecnologia e Insumos Estratégicos – SCTIE, Ministério da Saúde.

Abstract

Innovative technologies, regulation and competitiveness have become part of everyday life. Innovation in health platforms should make it easier, quicker, less expensive, and accessible for all people as well as an economic contribution for the country development. The challenges for the public authorities is deciding how to regulate and which the best regulatory framework to promote and preserve innovation while ensuring free competition, a requirement for innovation to occur. On the other hand, it is largely accepted, that regulation is an important control to preserve the public and private interest. This paper describes the interactions of innovation, regulation and competitiveness and the potential impact on health products and services. The ideal regulatory framework should be able to preserve innovation, to guarantee the user's safety and respect of fundamental freedoms. Keywords: health, regulatory framework, sanitary surveillance, innovation impact.

Resumo

As tecnologias inovadoras, a regulação e a competividade se tornaram parte do cotidiano. Inovações em plataformas tecnológicas de saúde devem tornar o acesso mais fácil, rápido, barato para toda população, bem como, contribuir para o desenvolvimento econômico do país. O desafio das autoridades públicas é decidir como regular e qual a melhor forma de regular para preservar e promover a inovação sob livre concorrência como exigência para que a inovação ocorra. Por outro lado, é amplamente aceito que a regulação é um importante mecanismo de controle para preservar o interesse público e privado. O artigo descreve as interações da inovação, regulação e competitividade e possíveis impactos sobre produtos e serviços da saúde. Um marco regulatório ideal deve ser capaz de estimular a inovação, prover a segurança do usuário e preservar as liberdades fundamentais. Palavras-chave: saúde, marco regulatório, vigilância sanitária, impactos da inovação.

21.1. Introdução

As plataformas tecnológicas inovadoras em Saúde[2], incluindo as "inovações disruptivas" além de serem mais eficazes e inteligentes precisam promover a inclusão e ampliação do acesso a produtos e serviços da saúde pela população. Por esse motivo, representam um desafio e fazem parte da agenda de governos nacionais e da Organização Mundial da Saúde – OMS [Binsfeld 2011]. Contudo, a despeito do desenvolvimento teórico das últimas décadas, as lacunas no conhecimento sobre inovação[3], competitividade e regulação persistem, revelando relações mais complexas quando se trata do ciclo da translação do conhecimento tecnológico em atenção à saúde, restando dúvida sobre a governança, qualidade, eficácia e assertividade das políticas públicas [Costa 2016].

No Brasil, as mudanças demográficas, econômicas, sociais e os princípios de um sistema universal tornam o setor saúde um dos principais propulsores de inovações tecnológicas e um alicerce de expansão econômica do país. Baseado neste contexto, verifica-se que a demanda por saúde mobiliza mais de 8% do PIB e em torno de 1/3 do esforço nacional em pesquisa e desenvolvimento tecnológico. Também no cenário global o setor da saúde figura como o maior esforço de inovação [Saldiva e Veras 2018].

A gestão da saúde, apontada como um dos principais problemas da saúde no Brasil requer a adoção de tecnologias inovadoras e inteligência em saúde. O conjunto de dados sobre a saúde no Brasil ainda é restrita e as informações desestruturadas, o que impede uma análise mais qualificada para melhoria da gestão. Entretanto, o uso de tecnologias inovadoras como a big data e de simulação de sistemas complexos, promete qualificar a gestão, a vigilância, a prevenção de agravos, a regulação e a assistência aos pacientes [Costa 2016, Saldiva e Veras 2018].

A palavra inovação deriva do latim innovatio e significa uma ação para criar algo novo, uma novidade ou renovação. Atualmente, o termo é mais empregado para exprimir a translação de ideias, invenções que representam novas soluções práticas reconhecidas e aceitas pelo mercado como produtos inovadores de performance superior.

A inovação também pode ser entendida como o processo que inclui atividades técnicas, a concepção, o desenvolvimento e a gestão que resultam em produtos, processos e serviços novos ou melhorados. Inovar pode estar relacionado ao fazer mais com menos recursos, ganho de eficiência em processos, quer produtivos, quer administrativos ou financeiros, quer na prestação de serviços, tornando-se assim, um fator de competitividade. A inovação quando amplia a competitividade pode ser considerada um fator capital no crescimento e desenvolvimento de um setor econômico ou mesmo de uma sociedade [Binsfeld 2011, Tenório et al. 2017].

Nesta perspectiva, plataformas tecnológicas inovadoras em saúde, constituíram e constituem fator essencial de sustentação da dinâmica do crescimento e competitividade ao longo dos últimos anos. E, notadamente neste processo de busca por inovações incorpora elementos

2. Para fins do presente trabalho considera-se plataformas tecnológicas inovadoras em saúde todos os produtos, processos e serviços que contribuam para qualificar o atendimento e promover acesso a saúde.
3. A palavra inovação, segundo Freeman (2002), é o processo que inclui as atividades técnicas, concepção, desenvolvimento, gestão que resulta na comercialização de produtos ou processos novos ou melhorados. Frascati Manual: Proposed Standard Practice for Surveys on Research and Experimental development. OCDE, 2002. http://www.tubitak.gov.tr/tubitak_content_files/BTYPD/kilavuzlar/Frascati.pdf.
4. Joseph Alois Schumpeter – foi um economista e cientista político austríaco, considerado um dos importantes economistas da primeira metade do século XX, e um dos primeiros a considerar as inovações tecnológicas como propulsores do desenvolvimento econômico. A introdução de uma inovação no sistema econômico é chamada por Schumpeter de "ato empreendedor", realizada pelo "empresário empreendedor", visando à obtenção de lucro e competitividade de seu produto.

schumpeterianos[4] como estratégias empresariais e de Estados. A notável capacidade de inovar em saúde tem sido importante instrumental anticíclico para superar instabilidades decorrentes de crises financeiras e desequilíbrios econômicos globais nos anos recentes [Binsfeld 2011, Saldiva e Veras 2018].

Neste contexto, desenvolver plataformas tecnológicas inovadoras em saúde são da maior importância para prover e ampliar a cobertura de saúde universal não só para que a população tenha acesso ao direito básico à saúde, mas também como forma de promover o desenvolvimento do país. Inovar no setor de saúde não é apenas um investimento em saúde. É um investimento para a competitividade e prosperidade econômica do país e para um futuro sustentável do sistema único da saúde [Tenório et al. 2017].

O entendimento das inovações nos serviços de saúde não ocorre sem contradições. Há diferenças quanto à tendência de se incorporar mudanças a depender do fato de serem incrementais ou disruptivas [Costa 2016]. A fusão e as convergências tecnológicas das biotecnologias, tecnologias da informação e inteligência artificial pode em breve revolucionar a prestação de serviços de saúde e a cadeia do complexo industrial de saúde numa perspectiva inovadora que exigirá um ambiente institucional e político simétrico com foco no bem público.

Neste ambiente de inovações disruptivas, as promessas da eficiência tecnológica contrastam com o aumento da complexidade e celeridade do fluxo das informações onde algoritmos do Big Data podem criar claramente monopólios que ampliam as assimetrias de competitividade e aumentam a dependência tecnológica e econômica. É neste cenário de assimetrias que se evidencia a importância e necessidade da regulação, como meio de promover simetrias favoráveis a inovação e a profícua competitividade [Baptista e Keller 2016].

Vale ressaltar ainda que vivemos numa era de intensas inovação tecnológicas e as autoridades regulatórias precisam estar atentas e preparadas para a crescente diversidade, dinamismo e complexidade das inovações. A regulação precisa ser capaz de mediar assimetrias e auxiliar na consolidação de um ambiente estimulante para a competitividade sem desconhecer as assimetrias e os interesses do país e das necessidades sociais [Binsfeld 2011].

Discorrer sobre as interfaces entre inovação, competitividade e regulação é o desafio e objetivo deste artigo, ressaltando as suas bases teóricas e uma análise da interação da inovação e regulação em relação à competitividade em instituições públicas ou privadas, buscando compreender a interface entre a regulação, as inovações tecnológicas e a competitividade como indutores da prosperidade.

21.2. Inovação e competitividade

Uma breve reflexão conceitual dos vocábulos inovação e competitividade indicam que ambos são termos polissêmicos, mas os significados observados em dicionários de língua portuguesa os utilizam nos seguintes contextos:

- Inovação – o termo é utilizado no contexto tecnológico, empresarial, econômico ou mesmo ambiental. Em geral, a ideia de inovação está associada à invenção e ao desenvolvimento de novos produtos, processos, serviços ou tecnologias. No contexto tecnológico, as inovações estão presentes desde os primórdios da humanidade, e às classificamos em diversos tipos, como a inovação de produtos, inovação de processos, inovação radical, inovação incremental, inovação disruptiva[5] , entre outras; e,
- Competitividade – o termo é utilizado no contexto tecnológico, empresarial, econômico, organizacional ou esportivo. Para o presente caso, entende-se por competitividade a dinâmica organizacional, performance do produto ou serviço com a melhor

5. O termo disruptivo é uma tradução literal do conceito inglês disrupt e significa interromper o curso normal ou criar uma descontinuidade. O termo se popularizou entre empreendedores e está associado a inovações tecnológicas. Uma inovação disruptiva é aquela que introduz um produto com novas características e frequentemente substitui o modelo vigente no mercado ou que apresenta profundas mudanças no produto ou prestação de serviço.

performance comparado à concorrência. A competitividade com frequência está associada a um dos seguintes fatores:

i) Custos – quando se consegue produzir com custo menor que seus concorrentes;

ii) Diferenciação – quando a empresa oferece produtos com qualidades ou serviços únicos e,

iii) Especialização – quando a empresa se especializa em um nicho específico.

Na era da informação, investe-se cada vez mais na criatividade e inovação visando o aprimoramento de produtos e processos já existentes ou na busca de inovações radicais. Porém, destaca-se que a criatividade e inovação não são lampejos de ideias prontas, e as inovações, em geral, não surgem repentinamente de forma acabada que possam ser transformadas em produto ou um processo melhorado instantaneamente [Binsfeld 2011].

É conhecido que inovação é um processo de lapidação e adição de elementos e conhecimentos no decorrer da maturação do produto inovador. Este processo varia caso a caso, porém o aprimoramento é comum em todas as organizações tornando o produto inovador melhor e mais competitivo. Este é um processo reconhecido ao longo da história, o que muda na atualidade é o sigilo e a celeridade em que os processos de inovação ocorrem [Baptista e Keller, 2016].

Para ilustrar, propõe-se voltar aos séculos XVIII e XIX, quando o processo da criatividade e da inovação se processava de forma livre e em ambiente público, sem tantos cuidados de propriedade industrial ou intelectual. Os cafés durante o período iluminista e os salões de Paris no Modernismo eram verdadeiros espaços do exercício da criatividade e inovação, nestes locais as pessoas se reuniam e as ideias circulavam livremente, favorecendo a junção de várias opiniões sobre um determinado assunto. Esses espaços era verdadeiros laboratórios de troca de informações sobre política, arte, literatura, ciência, conhecimento e inovações. Mal comparado a época atual, essa era a forma de conectividade da época [Gilioli e Zanetti 2017].

Já na era do conhecimento, como é denominado o século XXI, este processo de inovação se torna reservado, protegido e não raramente sigiloso. A soberania e destino de uma nação dependem da capacidade de transformar os conhecimentos em inovações competitivas que sejam capazes de promover o desenvolvimento econômico e social do país. Isto é, a inovação e a competitividade, dependem das políticas e estratégias de desenvolvimento científico e tecnológico, levando em conta a vocação e as necessidades dos setores econômicos, como por exemplo, o setor da saúde [Costa 2016, Gilioli e Zanetti 2017].

Neste contexto, torna-se imperativo a gestão pública a formulação e implementação de políticas de ciência, tecnologia e inovação em linha com a visão de como o país vislumbra o desenvolvimento nacional numa relação multidirecional entre o capital intelectual do país, a sociedade e a competitividade global.

A política nacional de inovação e competitividade do Brasil está sintetizada no ordenamento legal constituído por diversas leis e normas infralegais[6], entre as quais se destacam a Lei nº. 11.196, de 21 de novembro de 2005 - Lei do Bem, que dispõe sobre incentivos fiscais para a inovação tecnológica, a Lei nº 10.973, 02 de dezembro de 2004, que "dispõe sobre incentivos à inovação e à pesquisa científica e tecnológica no ambiente produtivo" e complementada pela Lei nº 13.243, de 11 de janeiro de 2016, que "dispõe sobre estímulos ao desenvolvimento científico, à pesquisa, à capacitação científica e tecnológica e à inovação".

O conceito de inovação encontrado nos texto das Leis define como sendo "a introdução de novidade ou aperfeiçoamento no ambiente produtivo e social que resulte em novos produtos, serviços ou processos ou que compreenda a agregação de novas funcionalidades ou características a produto, serviço ou processo já existente que possa resultar em melhorias e em efetivo ganho de qualidade ou desempenho", visando entre outros princípios

6. Leis e normas são regras jurídicas do Estado de Direito válidas para todos e no caso em tela, definem as regras aplicáveis a inovação tecnológica. As normas citadas são apenas representativas, tendo em vista que o conjunto de normas que tratam de inovação tecnológica é muito mais ampla.

a promoção da competitividade no mercado nacional e internacional [Brasil 2004, Brasil 2016].

No âmbito da Política Nacional de Ciência, Tecnologia e Inovação – PNCTI, alguns setores, entre os quais a saúde estabeleceram políticas específicas, como é o caso da Política Nacional de Ciência Tecnologia e Inovação para a Saúde – PNCTIS, instituída como eixo estratégico para promover e direcionar as ações de fomento à pesquisa, formação de recursos humanos, inovação e o desenvolvimento de plataformas tecnológicas voltados para as demandas do Sistema Único da Saúde – SUS, com o intuito de criar sinergia para inovação de produtos e processos com foco nas ações do elenco estratégico do enfrentamento aos agravos da saúde [Brasil 2008].

O conceito de inovação empregado na legislação nacional está centrado na ideia de que a inovação resulte em produtos ou serviço que chega ao mercado como solução para uma necessidade humana e que tenha finalidade econômica. Mais amplamente a inovação é conceituada como um processo que inclui as atividades técnicas, concepção, desenvolvimento e gestão que resulta em produtos novos ou inovados. Modernamente, o conceito de inovação inclui também a necessidade de otimizar o uso de recursos, isto é, ganhos de eficiência, quer em processos produtivos ou administrativos para potenciar a competitividade. A inovação que aumenta a competitividade contribui para o desenvolvimento econômico e bem-estar social de uma nação [Binsfeld, 2011].

Atualmente, o conceito dominante de competitividade segue a definição proposta, por Porter (1999), que considera a competitividade como a habilidade ou talento resultante de conhecimentos adquiridos pelos quais cria e sustenta superior desempenho em concorrência. O autor propõe que o conceito mais adequado para competitividade é a produtividade, que para ser mantida requer a inovação e a vantagem competitiva deve ser sustentável, ou seja, deve ser a base para um desempenho acima da média no longo prazo.

A competitividade, de acordo com essa interpretação, é vista e compreendida como um processo dinâmico e variável, em função do panorama econômico, nível tecnológico, capacidade e preparo dos recursos humanos, disponibilidade de recursos naturais e governança, que cria um ambiente favorável e indutor para a expressão da competitividade virtuosa.

Entre os principais fatores que determinam a competitividade, encontram-se os seguintes:

- Fatores sistêmicos, são os relacionados ao ambiente político, econômico, social, legal, regulatório, cenário internacional e à infraestrutura do país ou empresa.
- Fatores estruturais, são os relacionados especificamente ao nicho ou mercado em que atua, ou seja, à formação e estruturação da oferta e demanda dada pela competição neste, assim como, às suas formas regulatórias específicas.
- Fatores internos, são aqueles que determinam diretamente a ação dada pela política do gestor público ou pelo empreendedor e definem seu potencial de produtividade para permanecer e concorrer no mercado. Os fatores internos estão efetivamente ligados ao conhecimento científico, tecnológico, da inovação, do nível de informação, da capacidade dos recursos humanos e gestão estratégica.

A competitividade se expressa pelo êxito de uma organização alcançado ao cumprir seus objetivos ou sua missão, com eficiência e eficácia, comparado a outras organizações com funções ou produtos similares. Assim, a competitividade baseia-se na capacidade de satisfazer as necessidades e expectativas dos usuários ou clientes aos quais serve, de acordo com o fim específico para a qual se destina [Barbosa, 2005]. Neste contexto, entende-se que uma empresa ou país é competitivo quando consegue com maior facilidade, ter o aceite pelos consumidores dos bens e serviços que produz, aumentando sua participação relativa no mercado global.

No âmbito empresarial competitividade significa maior eficiência e eficácia na produtividade e rentabilidade em relação aos concorrentes no mercado. Se a produtividade e a rentabilidade de uma empresa, numa economia aberta, forem inferiores à dos seus concorrentes, a médio ou longo prazo ela se debilitará e deixará de ser competitiva e tende não permanecer no mercado [Porter, 1999].

Contemporaneamente a inovação é utilizada, pelas economias mais desenvolvidas, como mola propulsora da produtividade e competitividade. No mundo globalizado, parece não haver alternativa melhor para que uma empresa possa ser vencedora, do que manter acelerado o ritmo de inovação. Na era da informação[7], inovação é um "insumo" imprescindível na estratégia de prosperar e se manter no mercado altamente competitivo [Binsfeld 2011].

A relação entre a inovação e competitividade está na sua interdependência numa relação multidirecional entre a capacidade do capital intelectual, partindo do conhecimento, desenvolver produtos e processos globalmente competitivos. Ou seja, desenvolver a denominada vantagem competitiva, pela adoção de novas tecnologias, produtivas ou organizacionais, seja pública ou privada. Por novas tecnologias entende-se o conhecimento abstrato e prático, isto é, tecnologia é o produto da junção entre o conhecimento prático (know how, experiências com tentativas e erros, métodos, procedimentos, além dos conhecimentos embarcado nos equipamentos e nas ferramentas de trabalho) e o conhecimento teórico. Estes conhecimentos, associados a flexibilidade, a eficiência, a celeridade, permite ao inovador estar preparado para a próxima oportunidades de inovar processos e transformar ideias em novas soluções [Porter 1999].

Em geral, atividades inovadoras, sejam públicos ou privados, são fortemente influenciadas pela política públicas, assim como, da presença e da vitalidade das instituições públicas. Em outras palavras, a inovação e competitividade depende do ambiente virtuoso criado pelas políticas públicas e da saudável interação entre instituições públicas e privadas para tornar o país e as empresas competitivas [Barbosa 2005].

O Brasil demanda um esforço extra de inovação, sobretudo por causa das características da estrutura produtiva, dos custos de produção e dos desafios da competitividade global. Informações coletadas no mapa estratégico da Indústria 2013-2022, do Portal da Indústria, da Confederação Nacional da Indústria – CNI, prevê que a produtividade industrial está crescendo a uma taxa de 4,5% ao ano até o ano de 2022, porém, entre o ano de 2000 e 2016, a produtividade na indústria brasileira cresceu somente 8,8%, o menor percentual entre nossos principais parceiros comerciais. Quanto ao fator de competitividade na educação, ano base 2017/18, o Brasil ocupa a 10º posição de 16 países selecionados, e, o índice de Desenvolvimento da Educação Básica (IDEB)[8] para ensino médio aumentou apenas de 3,5, em 2007 para 3,7 em 2015. Quanto ao fator de competitividade da infraestrutura e logística, ano base 2017/2018, o Brasil ocupa a 17º posição entre 18 países selecionados, e o investimento em infraestrutura relativamente ao Produto Interno Bruto está declinando.

Um indicador que cabe ser destacado é o indicador global de inovação, que mede a inovação entre os diferentes países, por este indicador, o Brasil no ano de 2017, ocupou a 69ª. Em indicadores relacionados à inovação, o país ocupa a 33ª posição para gasto privado em pesquisa e desenvolvimento e a 34ª colocação para capacidade de inovar, entre uma lista de 144 países. Quando se avalia os gastos empresariais em pesquisa e inovação observa-se um aumento, entretanto, em comparação a outros países é desfavorável ao Brasil [CNI 2018].

Os indicadores apontam para a necessidade de melhorar o conjunto de fatores que concorrem para a criação de ambiente favorável à inovação, isto porque, mesmo que tenha havido melhoras nos últimos anos, o ritmo de melhorias do ambiente de inovação no Brasil não alcançou o ritmo de países desenvolvidos como a França, Estados Unidos da América, Coréia do Sul, Alemanha e Japão. Para ilustrar este processo, tomamos como exemplo o indicador de competitividade em exportações globais de manufaturados, onde a participação brasileira vem recuando, embora o Brasil tenha aumentado suas exporta-

7. A era da informação pode ser considerada como um período histórico no século XXI, caracterizada pelas rápidas e profundas mudanças tecnológicas baseadas no uso de dados, informações, tecnologias digitais, internet, robótica e inteligência artificial, permitindo a transformação da indústria e economia tradicional para a economia da informação. Na era da informação, indústria digital molda uma sociedade baseada no conhecimento, rodeada por uma economia global de alta tecnologia e intensa comunicação.

8. O Índice de Desenvolvimento da Educação Básica – Ideb, foi criado em 2007 e reúne, em um só indicador, os resultados de dois conceitos igualmente importantes para a qualidade da educação: o fluxo escolar e as médias de desempenho nas avaliações. A meta para o Ideb do ano de 2022 é de 6,0.

ções, o volume global recuou de 0,82%, no ano de 2005, para 0,58% em 2015 [CNI 2018].

Apesar deste cenário, o Brasil vem adotando medidas para melhorar o ambiente de inovação e competitividade no país, entre as quais se destacam as:

- Medidas políticas – com a definição da Política Nacional de Ciência, Tecnologia e Inovação – PNCTI e das políticas correlatas como a Política Nacional de Ciência Tecnologia e Inovação para a Saúde – PNCTIS;
- Medidas legais e regulatórias – com a aprovação e regulamentação de um conjunto de leis e normas infralegais, necessárias para estruturar as políticas e prover a necessária segurança jurídica;
- Medidas de incentivo – conforme previstas na legislação, subvenções, linhas de crédito, criação do cartão BNDS para inovação, entre outras;
- Medidas de fomento – o país possui uma rede de órgãos de fomento, nacionais e estaduais, que coordenam e apoiam à pesquisa e inovação, como por exemplo, a FINEP, o CNPq, o DECIT/MS, o BNDS e as FAPs em todos os estados da federação, entre outras;
- Medidas de pesquisa – com a ampliação e qualificação de pesquisadores, aliado ao crescente número de instituições e institutos de pesquisa e inovação, o Brasil alcançou uma formidável capacidade científica e tecnológica espalhada em todo território nacional;
- Integração de empresas – a participação das empresas privadas no desenvolvimento de projetos de pesquisa, desenvolvimento tecnológico e inovação tem sido crescente e benéfica para ampliar a capacidade de inovação do país.

Com este macro conjunto de medidas o ambiente favorável à inovação e a competitividade no país tende a melhorar, embora seja necessário investir também em ações que potencializem o ambiente inovador do país, como: a desburocratização, a celeridade nos processos, melhorar infraestrutura e logística, desenvolver novas competências, recuperar a defasagem tecnológica, foco na vocação tecnológica do país, ampliar o grau de internacionalização das empresas, integração global, inteligência estratégica, entre outras.

Num ambiente favorável, cabe ao poder público o refino das políticas, regulação e instrumentos que estimulem e promovam inovação e competitividade num ambiente de segurança jurídica. Já, às empresas cabe o desenvolvimento de inovações que favoreçam o aumento da produtividade, concepção de novos e melhores produtos e serviços, melhorias nos processos fabris, assim como, a conquista de novos mercados. Num cenário de sinergias entre o poder público e iniciativa privada, as empresas brasileiras elevam sua capacidade inovadora com aumento da produtividade, e, se tornam mais competitivas ampliando a participação no mercado internacional. Neste ciclo virtuoso promove-se uma redução da defasagem tecnológica e das assimetrias produtivas, o pode aumentar a inserção das empresas nas cadeias globais de valor e elevação da participação no mercado global de bens e serviços.

21.3. Inovação e regulação

A velocidade das descobertas científicas, das inovações tecnológicas e demandas técnicas disruptivas de alta complexidade que permeia as relações no século XXI, impõe às autoridades públicas desafios e questões de difícil solução a tempo e contento para manter o equilíbrio das atividades públicas e privadas em consonância às necessidades da sociedade.

Em decorrência dessa realidade, nas últimas duas décadas a regulação alcançou um papel de destaque no cenário nacional e internacional. Por esta razão, os países desenvolveram mecanismos que visam estabelecer regras para a manutenção da simetria e equilíbrio nas atividades da sociedade. Em função dessa necessidade, nasce o que se conhece por regulação, como por exemplo, a regulação econômica, a regulação sanitária, a regulação das relações de consumo, regulação ambiental, regulação da saúde suplementar, entre outras. Neste caso, o Estado assume o papel de autoridade regulatória como interventor e mediador estatal dessas complexas relações e interações, funcionando como um mecanismo de salvaguarda para a sociedade [Baptista e Keller 2016].

É notável que apesar da importância que assume nacional e internacionalmente, não há uma definição ampla que contemple o universo de significados que o termo regulação pode assumir. Numa breve consulta linguística se constatou que o vocábulo "regulação" é polissêmico. Apesar da polissemia, o significado predominante encontrado em dicionários da língua portuguesa se refere como sendo o ato de regular, estabelecer normas, sujeitar às normas, encaminhar conforme a lei, esclarecer e facilitar o entendimento das normas, executar a lei, estabelecer ordem, ajustar, conter, reprimir ou ainda a ação de tornar regular uma atividade [Costa 2016]. Isto é, o termo regulação, em geral, alude a regras necessárias para mediar as relações e atividades de uma determinada sociedade, em consonância ao estabelecido na Constituição, legislações e dos valores éticos e morais que a regem.

E ainda em relação ao conceito, vale mencionar que não existe um conceito consensual do termo regulação. No entanto, o mais generalizado se baseia na ideia de que a regulação é o estabelecimento de regras legislativas, normativas, administrativas convencionais, abstratas ou concretas, proposta por agentes públicos representando o Estado, ou por entidades autorizadas, pelas quais o Estado controla as atividades de interesse público. A regulação influencia o comportamento dos agentes públicos ou privados, evitando que lesem os interesses sociais definidos na Constituição e os orienta em direção ao socialmente desejável [Aragão 2003, Guerra 2016].

O termo regulação origina-se do meio econômico para se referir a qualquer tipo de intervenção estatal no mercado, com o objetivo de induzir os agentes econômicos a comportamento de acordo com o interesse público e social [Binsfeld 2011].

Neste sentido, a autoridade reguladora deve, por princípio, pautar-se por ideais de independência e desvinculação. Reside na atuação autônoma, e no acúmulo de funções administrativas. Exercendo todas as funções típicas da fileira regulatória, a saber:

- A elaboração e aprovação das normas que disciplinem o comportamento (resoluções, códigos de conduta, etc.);
- A implementação administrativa de tais normas (Portarias, autorizações, licenças, injunções, etc.);
- A supervisão e inspeção dos atos dos operadores regulados – fiscalização e medidas administrativas decorrentes do poder de polícia administrativa;
- A aplicação das sanções previstas nas normas, em casos de infrações;
- A capacidade de dirimir e resolver conflitos entre os operadores e entre operadores e usuários.

É interessante ressaltar ainda que no conceito de regulação encontra-se três funções típicas de Estado: a) a função executiva; b) a função normativa; e, c) a função parajudicial, que a doutrina norte-americana denomina de 'comissões reguladoras independentes' como um concentrado dos três poderes típicos do Estado. O manejo permanente destas funções e as competências regulatórias constituem um dos mais finos e coesos ajustes atribuídos como "Poder" e "Dever" do Estado sob responsabilidade do Poder Público [Valério 2005].

Após a Constituição Federal de 1988 e o processo de privatizações na década de 90, as intervenções nas atividades econômicas e sociais passaram a ser exercidas indiretamente [Sundfeld 2002, Valério 2005], e o Estado brasileiro deixa de ser, definitivamente, um Estado produtor de bens e serviços para ser um Estado regulador que estabelece regras e fiscaliza o seu cumprimento, pelo exercício das atividades inerentes ao Estado Regulador com poder de polícia (arts. 173 e 177, CF/88) [Brasil 2007].

Em outras palavras, a regulação é uma atividade estatal de intervenção indireta sobre a conduta dos sujeitos públicos e privados, de modo permanente e sistemático como salvaguarda para o cumprimento aos direitos fundamentais, conforme estabelece o art. 170 da Constituição Federal de 1988:

> *"Art. 170. A ordem econômica, fundada na valorização do trabalho humano e na livre iniciativa, tem por fim assegurar a todos existência digna, conforme os ditames da justiça social, observados os seguintes princípios: I – soberania nacional; II - propriedade privada; III - função social da propriedade; IV - livre concorrência; V - defesa do consumidor; VI - defesa do meio ambiente, inclusive mediante tratamento diferenciado conforme o impacto ambiental dos produtos e serviços e de seus processos de elaboração e prestação; VII - redução das desigualdades regionais e sociais; VIII - busca do pleno emprego; IX - tratamento favorecido para as empresas de pequeno porte constituídas sob as leis brasileiras e que tenham sua sede e administração no País."*

Ao considerar o texto constitucional é importante frisar que a finalidade regulatória não está detalhada na Constituição Federal, o texto constitucional limita-se apenas em mencionar algumas funções, operacionais, como por exemplo, a atividade de fiscalização. Por intermédio da regulação se busca o equilíbrio de um setor da sociedade, primando pelo equilíbrio e o efetivo funcionamento do setor diante de desequilíbrios sociais ou oscilações econômicas.

Voltando às concepções iniciais da teoria da regulação como intervenção do estado, a indagação que se coloca sobre a sua função diante da dinâmica e complexidade relacionadas as tecnologias disruptivas, é o quanto de regulação é necessário e como estabelecer os níveis adequados da intervenção estatal sobre tecnologias, processos e serviços inovadores, para que não se restrinja as iniciativas inovadoras e se mantenha preservado os interesses econômicos e sociais? Isto é, qual e a dimensão regulatória necessária a ser aplicada em inovações tecnológicas? [Baptista e Keller 2016].

Para ilustrar a indagação acima, compara-se as tecnologias convencionais de difusão de sinais de televisão, TV aberta e da TV por assinatura, que estão sob regulação das regras das agências reguladoras ANATEL e ANCINE, enquanto que a tecnologia inovadora - NETFLIX não está submetida a nenhuma regra ou regulação nacional. Além de não se submeter a regras nacionais, a Netflix não recolhe impostos nem taxas regulatórias definidas pelo CONDECINE sobre o conteúdo e títulos ofertados. Soma-se ainda a isso que a Netflix está isenta de exibir um tempo mínimo da programação de conteúdo nacional, conforme prevê a legislação nacional [Guerra 2016].

Há registros de casos similares em diversas setores. No caso da saúde, por exemplo, a comercialização de medicamentos ou produtos médicos sem comprovação de segurança e eficácia ou mesmo falsificados. Outro exemplo de inovação tecnológica na área da saúde para a qual não há regras, são as tecnologias de edição genética, que além de envolver questões econômicas e sanitárias, envolve também, questões éticas.

É notável que no caso relatado acima, a inovação tecnológica gerou assimetrias econômica, social e insegurança jurídica ao prestador de serviços públicos e a regular atividade econômica, trazendo incompreensão sobre a atuação do Estado. Não há dúvida que casos, como os acima relatados, nos impõe desafios e devem ser equacionados por meio da regulação [Binsfeld 2011, Guerra 2016].

Diante de tais concepções é necessário lembrar que a teoria econômica clássica sugere que a regulação e inovação não são convergentes, pois normas mandatórias e prescritivas tanto na concepção de produtos e tecnologia de produção limitam o livre-arbítrio, retardam ou excluem a atividade inovadora. Uma posição alternativa vislumbra na regulação e nas normas um instrumento de intervenção do Estado para disciplinar o desenvolvimento tecnológico disruptivo com vistas à manutenção do equilíbrio e promoção do bem-estar econômico e social [Gann et al. 1998; Peci, 2007].

O poder público representando o Estado regulador precisa estar atento e preparado para a crescente diversidade de tecnologias inovadoras e disruptivas, de modo que compatibilize os interesses da sociedade e do país, ao necessário estímulo à inovação e competitividade sem desconhecer a assimetria tecnológica, os interesses da nação e as necessidades sociais.

Baseado nesse argumento, infere-se que a aceleração da inovação tecnológica, principalmente a partir do final do século XX, impactará a sociedade contemporânea em termos econômicos, sociais e ambientais. A regulação da inovação surge então como uma instituição que tende, em princípio, selecionar a adoção de tecnologias, produtos e processos inovadores, bem como controlar a sua difusão na sociedade. A não regulação adequada gera um campo competitivo assimétrico no mercado em relação à inovação e à vantagem competitiva [Gann et al. 1998, Peci 2007]. A deficiência regulatória tende gerar competição desigual, compromete a oferta de produtos e serviço de qualidade e, ainda, a preços incompatíveis aos interesses da sociedade.

21.4 Regulação e Competitividade

A competitividade é o resultado da performance de um produto ou serviço comparado à um produto ou serviço similar da concorrência. A competitividade é fator preponderante para a inovação, porém a capacidade competitiva apresenta nítidas singularidades entre os países, variando com base em aspectos políticos, econômicos, sociais, tecnológicos e culturais. Conforme mencionado na introdução, os princípios de um sistema universal tornam o setor saúde um dos principais propulsores de inovações tecnológicas e um alicerce de expansão econômica do Brasil, porém a competitividade precisa ganhar terreno. Pois, embora o Brasil, nas últimas décadas, tenha assumido uma posição de destaque no mercado global, carece todavia em competitividade.

Apesar de teoria econômica clássica sugerir que a regulação e inovação não são convergentes, os economistas do pensamento clássico ou liberal também reconhecem falhas do mercado desregulado. Neste contexto, a regulação assume um dos seus papéis primordiais, e sobre o qual não há dissenso, de que a regulação é essencial para o progresso e o equilíbrio competitivo e justo entre os diversos produtores de bens e serviços no mercado. Outro papel importante é de prover a segurança jurídica necessária para encorajar o investimento inovador e a incorporação de tecnologias inovadoras, que por sua vez propiciam vantagem competitiva à empresa ou ao país, minorando a vulnerabilidade de setores estratégicos para o bem estar da população e atender os interesses da sociedade e do país [Valério 2003, Peci 2007].

Uma das questões centrais quando se trata do assunto competitividade e regulação é que, em geral há uma nítida dissensão dos empreendedores quanto a sinergia entre competitividade e regulação. Se por um lado, a regulação é vista como condição de desenvolvimento do mercado, por outro, é visto por uma perspectiva liberal que entende a regulação como um impedimento a competitividade, a eficiência e ao crescimento. No caso do setor da saúde, o marco regulatório nacional e a atuação da agência reguladora constituem um ativo sanitário para prover a necessária segurança, eficácia dos produtos e serviços, assim como, aprimorando as práticas para estimular a competividade no setor.

A interação entre regulação e competitividade pode ser ilustrado no caso da portabilidade de planos de saúde entre distintas operadoras. A regulação permite a portabilidade, isto é, a transferência do plano de saúde para qualquer outra operadora, sem que o assegurado perca a cobertura. Assim, as operadoras se empenham para manter os assegurados, o que estimula competitividade entre as operadoras.

Definitivamente, um dos principais desafios da atualidade está relacionada a alta complexidade e celeridade das inovações, o que torna difícil manter o regulamento atualizado, e ao mesmo tempo que seja indutor da inovação e promova vantagem competitiva sem comprometer o equilíbrio do mercado e preserve o interesse dos usuários. Quanto ao momento apropriado de regular a inovação, a prática demonstra que, se a intervenção ocorrer logo que a nova tecnologia surge, pode se revelar prematura; se, por outro lado, aguardar a consolidação da inovação, pode ser tardia (Dilema de *Collingridge*[9]) [Baptista e Keller 2016]. Isto revela que a autoridade reguladora precisa estar preparada e qualificada para acompanhar a evolução da inovação, mantendo o marco regulatório atualizado que inclusive pode representar uma vantagem competitiva em relação a mercados desregulados [Possas e Pinheiro 2008].

Porém, deslizes da regulação podem ter impactos sobre a inovação tecnológica, sobre a produtividade e a competitiva que podem impactar o setor produtivo ou gerar vulnerabilidade de áreas estratégicas para o país ou mesmo para os interesses da população [Gann et al. 1998].

9. O Dilema de Collingridge – é um dilema associado ao desenvolvimento e controle futuro da tecnologia. O dilema foi discutido por David Collingridge, da Universidade de Aston, em seu livro de 1980, "The Social Control of Technology" e está associado à avaliação e controle social das tecnologias. Também está associado ao ritmo da regulação tecnológica. O problema do ritmo destaca que a inovação tecnológica está cada vez mais rápida enquanto a capacidade de estabelecer normas não acompanha o ritmo da inovação. Uma solução amplamente adotada para o dilema de Collingridge é o Princípio da Precaução, que consiste na defesa de que inovações não devem ser adotadas até que se prove que não causam danos econômicos, sociais, culturais, ambientais ou à saúde.

E por fim, como a ciência participa no processo de inovação, competitividade e regulação? A resposta parece simples e reconhece-se um papel importante e privilegiado, pois atua nos três temas. Isto é, ciência tecnológica e inovação; ciências econômicas e ciência regulatórias.

a) As ciências tecnológicas são responsáveis pelo maior número de inovações incrementais, radicais ou disruptivas, além estabelecerem as dimensões das inovações e produzir informações sobre segurança, eficácia, qualidade e importância social da inovação;

b) As ciências econômicas são responsáveis pela dimensão econômica, isto é, como a inovação afeta ou impulsiona a competitividade, avalia os impactos econômicos e sociais da adoção de tecnologias inovadoras e disruptivas.

c) As ciências regulatórias são responsáveis pelo estabelecimento parâmetros técnicos, baseados em evidencias científicas da necessidade de normas regulatórias, estudar o impacto de uma medida regulatória e propor o melhor formato para a regulação de tecnologias e processos inovadores. A regulação apropriada deve sempre ter por princípio um ambiente favorável a inovação e competitividade em consonância com os interesses do país e da sociedade.

Destaca-se ainda que na área da saúde, a ciência desempenha um papel fundamental na inovação, competitividade e regulação, como no caso do registro sanitário, incorporação e adoção de tecnologias inovadoras no sentido de prover informações sobre a qualidade, eficácia e a segurança, assim como, avaliar os impactos, riscos e a eticidade do uso de tecnologias e da incorporação de tecnologias inovadoras.

21.5 Considerações finais

A dimensão global, a complexidade, a celeridade e a dinâmica da inovação e competitividade ao mesmo tempo representam oportunidades, assim como, impõe importantes desafios. Alcançar elevados índices de inovação e competitividade em um determinado momento, não assegura essa condição em momento subsequente. Em economias estáveis a vantagem competitiva é alcançada quando há um ambiente de segurança jurídica dado pela regulação e que alenta o processo de renovação e inovação.

Ressalta-se que a regulação e a inovação são ações que se impactam mutuamente, e com reflexos promotores ou inibidores sobre a competitividade. Não é possível ter uma visão simplista de que há uma relação de causa e efeito em uma ou outra direção, mas que há uma interação complexa entre regulação e inovação. Segundo Possas e Pinheiro (2008), ao mesmo tempo em que a inovação tecnológica avança, a regulação se ajusta e vice-versa. As organizações buscam, na inovação, a maneira de se diferenciar e de se tornarem perenes em mercados cada vez mais competitivos e dinâmicos.

Quando a inovação e a vantagem competitiva se traduzem em desequilíbrio do processo produtivo, surgem então a falha de mercado e o interesse público tende a ficar em segundo plano. E neste caso, o papel da regulação é ordenar a produção de produtos e serviços de forma a limitar tais falhas. A regulação segue um fenômeno explicado pelo físico Isaac Newton, que demonstrou que para cada ação há igual e oposta reação. Isto é, a regulação tem o papel de ordenar e equilibrar a produção, já quando a regulação se torna limitadora há seguramente uma assimetria regulatório por regulamento obsoleto ou quando blinda organizações reguladas, que também geram desequilíbrios ou falhas.

Encontrar o adequado ponto de equilíbrio da inovação e competitividade de um lado, e a regulação responsável do outro, parece ser o caminho apropriado. Além disso,

a administração pública não pode ficar inerte, retardar inovações que permitam responder rapidamente às novas demandas da sociedade. Desta maneira, é preciso perceber a regulação como indutor da inovação e competitividade ao país, desde que, a inovação não cause desequilíbrios e danos econômicos, sociais, culturais, ambientais ou à saúde da população.

E por fim, o Brasil tem importantes desafios e se encontra em um momento ímpar necessitando avançar em termos de competitividade por meio da inovação tecnológica, para tanto, requer também uma inovação regulatória, que seja eficaz e contribua com a prosperidade do país e bem-estar da população. A ciência e a inteligência regulatória são importantes para estabelecer a melhor relação entre inovação, competividade e regulação. Entretanto, a consolidação da competitividade do país não se restringe apenas a maior capacidade de inovação ou de um moderno marco regulatório, mas acima de tudo, faz-se necessário superar a assimetria educacional, científica, tecnológica, institucional e legal que impactam de forma conjunta o ciclo virtuoso de desenvolvimento e consolidação da capacidade competitiva que resultem em benefícios para o país e a sociedade como um todo.

Referências

Aragão, A.S. (2003) Agências reguladoras e a evolução do direito administrativo econômico. Rio de Janeiro: Forense, 509 p.

Baptista, P., Keller, C.L. (2016) Por que, quando e como regular as novas tecnologias? Os desafios trazidos pelas inovações disruptivas. Revista de Direito Administrativo, Rio de Janeiro, v. 273, p. 123-163.

Barbosa, R.A. (2005) Estratégias de competitividade. Disponível: <http://www.tec.abinee.org.br/2003/arquivos/s11.pdf>. Acesso em: 26 jul. 2016.

Binsfeld, P.C. (2011) Inovação, regulação e competividade. In: Brasil. Ministério da Saúde. Secretaria de Ciência, Tecnologia e Insumos Estratégicos. Inovação em temas estratégicos de saúde pública/Ministério da Saúde. Organização Pan-Americana da Saúde – Brasília: Ministério da Saúde. P. 11-18.

Brasil, Presidência da República (2004). Lei 10.973, de 2 de dezembro de 2004. Dispõe sobre incentivos à inovação e à pesquisa científica e tecnológica no ambiente produtivo e dá outras providências. Disponível em: <http://www.planalto.gov.br/ ccivil_03/_ato2004-2006/2004/Lei/L10.973.htm>. Acesso em: 19 Out. 2011.

Brasil, Presidência da República (2005). Lei 11.196, de 21 de novembro de 2005. Dispõe sobre Regime Especial de Tributação para a Plataforma de Exportação de Serviços de Tecnologia da Informação - Repes. Disponível em: <http://www.planalto.gov.br/ccivil_03/_Ato2004-2006/2005/Lei/L11196.htm>. Acesso em: 15 de jan. 2019.

Brasil (2007) Constituição da República Federativa do Brasil 1988. Brasília: Senado Federal, Subsecretaria de Edições Técnicas, 462 p.

Brasil, Ministério da Saúde – MS (2008). Política Nacional de Ciência, Tecnologia e Inovação em Saúde. Brasília: Ed. Ministério da Saúde.

Brasil, Presidência da República (2016). Lei 13.243, de 11 de janeiro de 2016. Dispõe sobre estímulos ao desenvolvimento científico, à pesquisa, à capacitação científica e tecnológica e à inovação. Disponível em: <http://www.planalto.gov.br/ ccivil_03/_Ato2015-2018/2016/Lei/L13243.htm>. Acesso em: 20 de jan. 2019.

CNI – Confederação Nacional da Indústria (2018) Mapa estratégico da Indústria 2013-22. Disponível em: <http://www.portaldaindustria.com.br/cni/canais/mapa-estrategico-da-industria/fatores-chave/infraestrutura/>. Acesso em: 22 de jan. 2019.

Costa, L.S. (2016). Innovation in healthcare services: notes on the limits of field research. Cadernos de Saúde Pública, 32(2), Publicação eletrônica, nov, https://dx.doi.org/10.1590/0102-311X00151915.

Gann, D.M., Wang, Y. and Hawkins, R. (1998) Do regulations encourage innovation?: the case of energy efficiency in housing'. Building Research & Information, v. 26, n. 4, p. 280 – 296.

Gilioli, R.M. and Zanetti, I. (2017) A Inovação como Fator de Competitividade para as Organizações Nacionais. Disponível - http://www.ucs.br/etc/conferencias/index.php/ mostraucsppga/xviimostrappga/paper/viewFile/5220/1790.

Guerra, S. (2016) Inovações Tecnológicas, Regulação e o Direito Administrativo, nº 163. Disponível em < http://www.direitodoestado.com.br/colunistas/sergio-guerra/inovacoes-tecnologicas-regulacao-e--o-direito-administrativ0>, acessado em 29 de jan. 2019.

Peci, A. (2007) Regulação comparativa: uma (des) construção dos modelos regulatórios. In. Peci, A. (Org.). Regulação no Brasil: desenho, governança e avaliação. São Paulo: Atlas, 204 p.

Porter, M.E. (1999) Estratégia competitiva: técnicas para análise de indústrias e da concorrência. 5.ed. Rio de Janeiro: Campus, 362 p.

Possas, P.H. and Pinheiro, I.A. (2008) O impacto do marco regulatório na geração de inovação para a integração organizacional público-privada: um estudo exploratório sobre as operações de processamento de passageiros nos aeroportos brasileiros controlados pela Infraero. SITRAER 7, p. 15-26.

Saldiva, P.H.N. and Veras, M. (2018) Gastos públicos com saúde: breve histórico, situação atual e perspectivas futuras. Estud. av. 32(92), pp.47-61. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0103-4014201800010004 7&lng=en&nrm=iso>. Acesso em: 20 jan. 2019.

Sundfeld, C.A. (2002) Introdução às agências reguladoras. In: Sundfeld, C.A. (Coord.). Direito administrativo econômico. São Paulo: Malheiros, 2002.

Tenório, M., Mello, G.A. e Viana, A.L.D. (2017) Políticas de fomento à ciência, tecnologia e inovação em saúde no Brasil e o lugar da pesquisa clínica. Ciênc. Saúde Colet. 22(5), p. 1441-1454.

Valério, M.A.G. (2003) Reforma regulatória e sistema financeiro nacional. Revista de direito mercantil, São Paulo, n. 129, p. 174-186.

Valério, M.A.G. (2005) Ainda sobre regulação e agência reguladora. Jus Navigandi, Teresina, v. 9, n. 787, Disponível em: <http://jus2.uol.com.br/doutrina/ texto.asp?id=7190>. Acesso em: 26 jul. 2016.

Breve descrição do texto

O ponto central do livro gira em torno das inovações tecnológicas aplicadas à saúde e o texto do presente capítulo questiona e discute a interação entre a inovação, a competividades das tecnologias e a regulação. Frequentemente a regulação é apontada como o freio ou a ação limitadora do processo de inovação e competitividade das novas tecnologias. Entretanto, a ausência regulatória na verdade gera os desequilíbrios e insegurança jurídica que são danosas ao processo de inovação e competitividade. Desta forma, o desafio para se ter o desenvolvimento de sistemas dinâmicos de inovação e competitividade está em ter um ambiente equilibrado na qual a regulação entra como componente essencial para manter o equilíbrio dos mercados e proteção de produtos inovadores. No caso específico da presente obra, é preciso perceber a regulação como indutora da inovação e competitividade no país, e em hipótese alguma a regulação pode ser a causadora de desequilíbrios e responsável por danos econômicos, sociais, culturais, ambientais ou à saúde da população.

22. SOS SOCORRISTA: SISTEMA PARA AUXILIAR EQUIPE MÉDICA NA TOMADA DE DECISÃO DE EMERGÊNCIA

José Erico Gomes da Silva[1], Wedson Carlos Gomes de Oliveira[1],
Cicília Raquel Maia Leite[2], Patrício de Alencar Silva[2]

1. Mestre. Programa de Pós-Graduação em Ciência da Computação – Universidade do Estado do Rio Grande do Norte (UERN) e Universidade Federal Rural do Semi-Árido (UFERSA) – RN, Brasil.
2. Doutor (a). Programa de Pós-Graduação em Ciência da Computação – Universidade do Estado do Rio Grande do Norte (UERN) e Universidade Federal Rural do Semi-Árido (UFERSA) – RN, Brasil.

Abstract

The information and communication technologies have, each day establishing themselves more in our daily life to the point that their absence would generate great impact on the whole of society. This is noticeable in the world of work, consumption and habits of the population. Faced with so many technological advances, health is one of the areas that greatly benefits from sensors, actuators, equipment, instruments, software and hardware aimed at the aid, prevention, health promotion and quality of life of the individual. The overcrowding of the Hospital Emergency Services is a problem that plagues health regarding humanized patient care in the context of emergencies, a fact that is aggravated by the high rate of accidents and violence. This highlights the poor performance of the health system as a whole, emphasizing mainly the low quality of care and the delay in diagnosis and treatment, especially in the context of emergencies and emergencies. Therefore, the objective of this work was the development of a system called "SOS Socorrista", which aims to assist the regulatory team in the process of attendance of urgency and emergency occurrences in decision making. "SOS Socorrista" is a multiplatform responsive and relies on the foundation of E-Health and artificial intelligence techniques for knowledge representation, useful for information processing and decision making. The questions raised during the course of this work, provided solutions to the issues addressed here, thus generating scientific knowledge. In addition, it was possible to verify that the system presented satisfactory performance, assisting the medical team in decision making with a 90% success rate. *Keywords: Artificial Intelligence, Emergence, E-Health, Urgency.*

Resumo

As tecnologias da informação e comunicação vêm a cada dia se inserindo em nosso cotidiano a ponto de sua ausência gerar grande impacto em toda a sociedade, isso é perceptível no mundo do trabalho, no consumo e nos hábitos da população. Diante de tantos avanços tecnológicos, a saúde é uma das áreas que obtém benefícios através de sensores, atuadores, equipamentos, instrumentos, software e hardware voltados ao auxílio, prevenção, promoção à saúde e qualidade de vida do indivíduo. A superlotação dos Serviços de Emergência Hospitalar é uma problemática que assola a saúde no que diz respeito ao atendimento humanizado de paciente no âmbito das emergências, fato que agrava-se devido ao elevado índice de acidentes e violência. Com isso, destaca-se o baixo desempenho do sistema de saúde como um todo, enfatizando principalmente a baixa qualidade assistencial e o atraso no diagnóstico e tratamento, principalmente no âmbito das urgências e emergências. Diante disso, o objetivo desse trabalho foi o desenvolvimento de um sistema intitulado SOS Socorrista, que tem a finalidade de auxiliar a equipe de regulação no processo de atendimentos de ocorrências de urgência e emergência na tomada de decisão. O SOS Socorrista é multiplataforma responsivo e conta com o embasamento de E-Health e técnicas de inteligência artificial para representação de conhecimento, útil para processamento de informações e tomada de decisão. Os questionamentos levantados durante o decorrer desse trabalho, proporcionaram soluções para a problemática aqui abordada, gerando, assim, conhecimentos científicos. Além disso, foi possível verificar que o sistema apresentou desempenho satisfatório no auxílio da equipe médica na tomada de decisão com uma taxa de acerto de 90%. Palavras-Chaves: Emergência, E-Health, Inteligência Artificial, Urgência.

22.1. Introdução

É notório que os avanços tecnológicos têm proporcionado um conjunto de ferramentas que possibilita agilizar e auxiliar atividades nas mais diversas áreas. Entre as quais pode-se destacar a saúde, concedendo um suporte na gestão de negócios em vários de seus setores, gerando benefícios indiretos aos pacientes e diretos aos profissionais de saúde e suas equipes. Sabe-se que esses avanços consistem em melhorar o fluxo de informações, por intermédio de software e hardware. No entanto, o Brasil encontra-se bastante atrasado na adoção dessas inovações.

Conforme a Sociedade Iberoamericana de Informática Científica (2017), a Informática Médica (IM), tem avançado em passo acelerado e já não se pode contestar a importância de sua contribuição para melhorias na prática clínica. Sendo que esse progresso vem ocorrendo de forma paralela e dinâmica à do conhecimento científico em saúde e nesta trajetória, as boas oportunidades precisam ser reconhecidas, avaliadas e empregadas. Neste cenário, considera-se uma postura estratégica, a viabilização e o compartilhamento de conhecimento de modo integrado ao ensino, a pesquisa e a prática em saúde entre profissionais da área de informática e da medicina.

Com o avanço a outras tecnologias aplicadas a IM, diversos recursos contribuíram para unificar ainda mais os campos que a constituem. A Telessaúde, serviço importantíssimo para a área da saúde é definida pela Organização Mundial de Saúde (OMS), do inglês World Health Organization (WHO) como o uso da Tecnologia da Informação e Comunicação (TIC) para prestar serviços de saúde a distância. Com isso, a Telessaúde proporciona diferentes avanços em sua área e abrange desde ligações entre médicos para discutir um diagnóstico até o uso da robótica em intervenções mais avançadas.

O uso das TIC origina reflexos significativos no campo da saúde, especialmente no que se refere à qualidade do atendimento ao cidadão, à eficiência na gestão das instituições de saúde, bem como, o emprego inteligente dos dados disponíveis. Embora no Brasil 94% dos estabelecimentos utilizem computadores e 91% possuam acesso à internet em suas atividades, ainda há uma discrepância no acesso à TIC. No que se refere às ferramentas de suporte à decisão clínica e de interoperabilidade para a comutação de informações, verificando-se uma baixa complexidade dos sistemas de informação [Barbosa et al. 2014].

O Brasil apresenta avanços nas tecnologias de informação em suas diversas vertentes, proporcionando modificações na estrutura de gestão de serviços de saúde. Alguns exemplos de sucesso foram relatados, como os prontuários eletrônicos, porém a prática médica continua praticamente inalterada e recursos úteis ainda não estão sendo usados. Diante disso, deve-se transformar o cenário e promover uma restruturação na busca da adoção de novas tecnologias capazes de revolucionar os serviços de saúde, vindo a proporcionar um atendimento à sociedade de forma mais humanizada.

22.2. Atendimento de Urgência e Emergência

Os acidentes são definidos como eventos súbitos e inesperados que resultam em consequências indesejáveis. Tais acontecimentos provêm das atividades humanas direta ou indiretamente. Esses acidentes dizimam diariamente, em âmbito mundial, milhares de vidas e causam mutilações ou sequelas em outros milhares, as quais são submetidas a várias sessões de tratamento para reabilitação ou cirurgias corretivas na intenção de conseguirem reintegrar-se à sociedade, para um grau maior possível de autonomia pessoal e, consequente, interação social [Martins 2017].

A maioria dos acidentes que terminam em fatalidade ocorrem devido ao conjunto de situações categóricas durante o processo de resgate e que são decisivas para a sobrevivência do indivíduo com trauma. Entre esses fatores podemos destacar a demora no atendimento médico de emergência. Em ocorrências que envolvam quadro clínico de parada cardíaca, estima-se que, a cada minuto decorrido na demora do atendimento médico, as chances de sobrevivência do paciente se reduz em cerca de 7 a 10%. Caso o procedimento de ressuscitação cardiopulmonar ocorra nos primeiros 5 minutos, a porcentagem de sobrevivência aumenta para 30%, caso contrário a mesma baixa para 7% com redução gradativa 3 e 4% por minuto [Gonzalez et al. 2013].

É visível a necessidade de prestar o Atendimento Pré-Hospitalar (APH) no menor espaço de tempo possível, ainda no lugar onde o trauma foi ocasionado. Com isso, uma das preocupações é a espera pelo socorro, que é definida pelo intervalo de tempo gasto no momento em que é acionado o Serviço de Atendimento Móvel de Urgência (SAMU), até a chegada do atendimento ao local do acidente, que de acordo com o manual de treinamento de protocolo de Suporte Avançado de Vida no Trauma para Médicos, do inglês Advanced Trauma Life Support for Doctors (ATLS), define esse intervalo de tempo como as "horas de ouro", essenciais no processo de salvar vidas.

Conforme o Conselho Regional de Medicina (Resolução CFM nº 1451/95), a emergência é definida como a constatação médica de condições de agravo à saúde que impliquem em risco iminente de vida ou sofrimento intenso, exigindo, tratamento médico imediato. O conceito de urgência é definido como a ocorrência imprevista de agravo à saúde com ou sem risco potencial de vida, cujo portador necessita de assistência médica imediata.

O Suporte de Básico de Vida (SBV) envolve o atendimento a uma vítima de mal súbito ou acidentada, considerando a manutenção dos seus sinais vitais (Figura 22.1). Além de garantir a prevenção da vida e evitar o agravamento de lesões existentes, até que uma equipe médica especializada possa transportá-lo ao hospital que oferece tratamento de acordo com o trauma sofrido. Assim sendo, o socorrista ao iniciar o suporte básico estará garantindo através de medidas não invasivas e eficazes de atendimento, as funções vitais do paciente, evitando o agravamento de suas condições [AVM 2011].

Figura 22.1: Sinais Vitais.

Fonte: Adaptadas da Internet.

O Suporte Avançado de Vida (SAV) distinguir-se pela realização de procedimentos invasivos de suporte ventilatório e circulatório, como a intubação orotraqueal, acesso venoso e administração de medicamentos (Figura 22.2). Em regra, o suporte avançado é prestado por equipe composta por médico e enfermeiro, os quais possuem autonomia para a tomada de decisão sobre a terapêutica e habilitação para a realização de medidas invasivas de salvamento, o que pode ocorrer na cena do atendimento e/ou ao longo do transporte [AVM 2011].

Figura 22.2: Procedimentos Invasivos

Fonte: Adaptadas da Internet.

De acordo com Costa et al. (2013), em situações de emergência, a avaliação do acidentado e o seu atendimento devem ocorrer de forma rápida, objetiva e eficaz, no desígnio de assegurar o aumento da sobrevivência e a redução de sequelas para o paciente. É importante frisar que o suporte à vida é constituído de etapas de socorro à vítima em circunstâncias de emergência que representem ameaça, esse atendimento em sua grande parte pode ser iniciado no ambiente extra-hospitalar. Com isso, o atendimento APH pode ser definido como toda e qualquer assistência fora do âmbito hospitalar, oferecida em um primeiro nível de atenção a portadores de quadros agudos, de natureza clínica.

É possível verificar mundialmente diversos modelos organizacionais aplicados ao serviço de APH. No entanto, no Brasil, esse serviço envolve todas as ações efetuadas com o paciente antes da chegada dele ao ambiente hospitalar, o qual compreende as seguintes etapas: I) Assistência ao paciente no local da ocorrência; II) Transporte do paciente até o hospital; III) Chegada do paciente ao hospital. Além disso, o APH é a combinação do atendimento SBV e SAV.

Para o atendimento das inúmeras ocorrências de urgência e emergência, contamos com o SAMU, que entrou em vigor em 2003 através da Portaria n. 1.864 GM oficializando a implantação do serviço, o mesmo tem a missão de chegar precocemente até a vítima. Com mais de 10 anos de existência, o SAMU é um serviço gratuito, que funciona 24 horas, por meio da prestação de orientações e do envio de veículos tripulados por equipe capacitada, acessado pelo número 192 e acionado por uma Central de Regulação das Urgências [Brasil 2016].

De acordo com o Ministério de Saúde (2014), atualmente o SAMU atende 75% da população brasileira, o que equivale a 149,9 milhões de habitantes, distribuídos em 2.921 municípios com acesso ao SAMU no território nacional. Atualmente, estão habilitadas 2.965 unidades móveis, sendo 2.382 Unidades de Suporte Básico, 567 Unidades de Suporte Avançado e 217 Motolâncias, 9 Equipes de Embarcação e 7 Equipes Aeromédicas, e o objetivo é que esses números cresçam gradativamente.

O processo de regulação aplicado atualmente ao SAMU deu-se por meio do estabelecimento de uma Cooperação Técnica e Científica Franco-Brasileira que foi mediada pelo Ministério da Saúde em conjunto com o Ministério dos Assuntos Estrangeiros na França, buscando uma concepção de um modelo para o APH, que caracteriza-se pela figura do médico centrado na regulação. Porém, diferente do modelo francês, por apresentar a participação de profissionais de enfermagem nas intervenções em casos de menor complexidade [Brasil 2006].

Para o processo de triagem em âmbito do SAMU, foi escolhida a metodologia desenvolvida pelo Dr. Miguel Martinez Almoyna, do SAMU da França, que garante rapidez em determinar o estado do paciente em ocorrências de urgência e emergência. Com isso, o Ministério da Saúde ao elaborar o documento de Regulação Médica do Brasil optou por adotar essa metodologia, sendo que a mesma possui algumas modificações que adaptam-se ao contexto da sociedade brasileira.

A metodologia em questão desenvolvida por Almoyna e Nitschke (1999), intitulada de Avaliação Multifatorial do Grau de Urgência, possui a finalidade de definir de forma rápida o tipo de suporte (SBV ou SAV) que o paciente necessita para o atendimento. O procedimento ocorre com a avaliação inicial do caso a partir de uma sequência de perguntas, investigando os sintomas e sinais a partir de expressões relatadas ou respostas fornecidas por perguntas pelos solicitantes ao telefone, abordando os casos através de uma semiologia médica.

O médico regulador necessita aferir a necessidade de intervenção in loco (no local da ocorrência), decidindo sobre o recurso disponível mais apropriado a cada caso. Considerando os seguintes critérios: I) A gravidade de cada caso; II) Meios disponíveis a cada momento; III) Relação custo-benefício; IV) Avaliação tempo distância, que podem induzir diferentes respostas. Tendo como objetivo estabelecer o Grau de Urgência, primordial para o êxito no processo de regulação. O Grau de Urgência é diretamente proporcional à gravidade, a quantidade de recursos necessários para atender o caso e a pressão social presente na cena do atendimento é inversamente proporcional ao tempo necessário para iniciar o tratamento [Almoyna e Nitschke 1999]. Diante disso, o mesmo definiu a fórmula apresentada na Figura 22.3.

Figura 22.3: Avaliação Multifatorial do Grau de Urgência.

$$U = \frac{G * A * V *}{T *}$$

U = Grau de urgência
G = Gravidade do caso
T = Tempo para iniciar o tratamento
A = Atenção: recursos necessários para o tratamento
V = Valor social que envolve o caso

Fonte: Ministério da Saúde (2014).

- Gravidade: Pode ser quantificada por telefone, por meio de perguntas objetivas que caracterizam o caso. Podemos utilizar critérios de cruzes ou numéricos, sendo estes últimos os preferenciais (0, 1, 2, 3, 4). É de salientar que morte é de gravidade "zero".
- Tempo: Trata-se da utilização do conhecimento dos intervalos de tempo aceitáveis entre o início dos sintomas e o início do tratamento. Quanto menor o tempo exigido, maior a urgência. Nas transferências inter-hospitalares, com o atendimento inicial já realizado, esta avaliação deve ser mais cuidadosa, para evitar precipitações. Podemos utilizar critérios numéricos (1, 2, 3, 4), ou o tempo estimado (em minutos).
- Atenção: Quanto maior for a necessidade de recursos envolvidos no atendimento inicial e no tratamento definitivo, maior será a urgência. Este subfator é o que mais influi na decisão de transferir o paciente. Podemos utilizar critérios de cruzes ou numéricos, sendo estes últimos os preferenciais (0, 1, 2, 3, 4). O "zero" refere-se à impossibilidade de prestar atendimento (morte, etc.).
- Valor Social: A pressão social que envolve o atendimento inicial pode muitas vezes justificar o aumento do grau de urgência de um caso simples. Este fator não pode ser negligenciado, pois muitas vezes uma comoção social no local do atendimento pode dificultar a prestação de atendimento de urgência. É de pouca influência, porém, nas transferências inter-hospitalares. Podemos usar critérios numéricos (0, 1, 2, 3, 4).

Os casos de urgência de maior gravidade também podem ser classificados em três diferentes categorias denominadas de grupos sindrômicos, os quais possibilitam o envio imediato de suporte avançado, pois determina a gravidade do caso e a justifica. Considerando a classificação dos grupos sindrômicos, temos as seguintes características: I) Valência forte quando o valor social presente na ocorrência é muito elevado; II) Etiologia potencialmente grave em situações que a causa indica gravidade muito elevada, por exemplo, vítima caiu do décimo sexto andar; III) Semiologia potencialmente grave, casos em que os sinais e/os sintomas informados pelo solicitante indica gravidade elevada, por exemplo, vítima roxa.

Diante do que foi enfatizado, é possível observar questionamentos que procuram investigar o contexto do processo de regulação das ocorrências de urgência e emergência no âmbito do SAMU, de modo que agilize o processo, desde o recebimento da ocorrência pela regulação, ao uso inteligente das informações obtidas para inferir dados, proporcionando eficiência ao processo.

22.3. Sistema para Auxiliar Equipe Médica de Emergência na Tomada de Decisão

O SOS Socorrista é um sistema que possui a finalidade de auxiliar a equipe da regulação a agilizar o atendimento do chamado e assessorar o médico regulador na tomada de decisão em ocorrências de socorro, por meio de alertas gerados através das informações obtidas durante a regulação e o APH, no contexto do SAMU. O mesmo foi pensado diante da necessidade de garantir eficiência ao processo, vindo a proporcionar um atendimento mais humanizado para a população.

Inicialmente, foi realizado um estudo de campo através de visitas realizadas ao SAMU da cidade de Mossoró-RN, que tiveram como objetivo conhecer todas as fases do processo de regulação realizado durante o atendimento de ocorrências de urgência e emergência. Essas visitas possibilitaram realizar um mapeamento de todos os procedimentos que ocorrem desde o momento que é recebido o chamado pelo Técnico Auxiliar de Regulação Médica (TARM), até o instante em que a equipe de campo deixa o paciente na ala de urgência e emergência do hospital (Figura 22.4).

Figura 22.4: Processo de Regulação do SAMU Mossoró/RN.

Fonte: Autoria Própria.

O mapeamento realizado por meio das visitas técnicas teve também a finalidade de compreender a estrutura de recursos, quantidade de ambulâncias e equipamentos médicos que são usados nos atendimentos, disponíveis no SAMU. Entendendo como essa estrutura estava sendo administrada no provimento dos serviços de urgência e emergência realizado pela central de regulação. Tendo em vista efetuar correções que ajudassem a gerenciar melhor os recursos disponíveis, bem como, conhecer o contexto estrutural em que encontrava-se à base do SAMU Mossoró.

Todo esse processo de esquematização durou um mês, com o intuito de dispor acesso a diversos tipos de ocorrências (traumática, clínica, psiquiátrica e obstétrica), tal como analisar as modificações que ocorrem no processo de regulação, diante o nível de agravamento da ocorrência. Além dos tipos de ocorrências, também foi possível observar o que caracterizava a mudança do tipo de suporte de básico para avançado em alguns casos isolados.

Posteriormente foi realizada uma extração nos dados contidos nas fichas de regulação e uma seleção e filtragem, para em seguida realizar a busca por padrões que ajudassem a determinar em quais situações era definido o tipo de suporte a ser enviado para determinadas ocorrências. Os dados do SAMU foram coletados através de fichas impressas, que são preenchidas pela regulação de acordo com a comunicação do solicitante com a atendente. O processo de extração ocorreu entre novembro de 2017 e fevereiro de 2018, e os dados coletados são referentes aos meses de julho, agosto e setembro de 2017 (Figura 22.5).

Figura 22.5: Total de Dados Extraídos.

Fonte: Autoria Própria.

Ao realizar a busca por padrões nesses 3.781 casos de regulação, foi constatado que campos em branco predominavam em determinadas situações e que eram semelhantes em determinadas regulações. Diante disso, os médicos reguladores foram procurados para sabermos o porquê daquele tipo de padrão e eles afirmaram que são ocasionados pelo pouco tempo disponível para o atendimento e tomada de decisão, assim como, ganho de tempo para iniciar o APH, sendo que os campos em branco estão uniformizados, não havendo qualquer alteração no que diz respeito à vítima. Diante do padrão determinado com base nos dados, entrevistas e debates realizados com os médicos, foi possível especificar regras para autopreenchimento do formulário de regulação para casos específicos e reestruturar o formulário.

Toda essa diagramação teve como foco principal entender em quais fases do processo de regulação de ocorrências poderíamos realizar modificações, buscando uma melhor performance do processo com a utilização das ferramentas e técnicas de inteligência computacional, vindas da Ciência da Computação, procurando auxiliar todas as fases que se encontram agregadas ao processo de regulação.

De acordo com os conceitos apresentados em Sommerville (2011), optou-se pela utilização do padrão arquitetural Visão-Controle-Modelo, do inglês Model-View-Controller (MVC), para a organização dos componentes do SOS Socorrista, sendo que esse padrão caracteriza-se por dividir a aplicação em três camadas. Na camada de Visão ocorre a interação do usuário com o sistema, no qual ele possui acesso às funcionalidades do sistema. A camada Controle fica responsável por receber os comandos realizados pelo usuário e solicitar suas ações. Já a camada de Modelo realiza a manipulação dos dados, sendo nela que ocorre o processo de escrita e leitura. Através da arquitetura em camadas, conforme a Figura 22.6, é possível entender de forma mais clara a estrutura geral do sistema.

Figura 22.6: Arquitetura em Camada do SOS Socorrista.

Fonte: Autoria Própria.

Diante da arquitetura determinada, padrões já estabelecidos e conhecimentos adquiridos, viu-se a necessidade de apresentar a visão geral do SOS Socorrista com a solução da proposta. Por meio da apresentação gráfica, cujas etapas são ilustradas de forma encadeada descrevendo passo a passo a natureza e o fluxo do sistema, sendo possível entender de forma descomplicada a sequência das informações e elementos, além da sequência operacional que caracteriza o atendimento de ocorrências de urgência e emergência, processado por meio do sistema.

O sistema supracitado foi desenvolvido em quatro etapas bem detalhadas, entre as quais temos: I) aquisição dos dados; II) tratamento dos dados; III) classificação dos dados; IV) pós-processamento dos dados. Estas etapas são descritas nas seções subsequentes. Na Figura 22.7 é apresentada a concepção em questão, a qual inclui a sequência de passos para o seu funcionamento, bem como os equipamentos de hardware e software necessários em cada fase.

Figura 22.7: Visão Geral do SOS Socorrista.

Fonte: Autoria Própria.

22.3.1. Aquisição dos Dados

A aquisição dos dados ocorreu através das informações recebidas por intermédio do canal de comunicação do 192, no qual a vítima ou interlocutor da ocorrência contacta a Central de Regulação do SAMU, buscando ajuda para situações de agravo clínico, traumático, obstétrico, psiquiátrico de aparecimento súbito e imprevisto, que exigem soluções imediatas. As informações desse canal de comunicação são passadas para o TARM e para os médicos reguladores, que são responsáveis por alimentar o sistema com os dados conhecidos.

Um outro cenário que se caracteriza como aquisição de dados, é o momento em que a equipe de campo encontra-se no local da ocorrência. Nessa circunstância, os paramédicos verificam os sinais vitais do enfermo, avaliando o seu estado clínico, e em seguida alimenta o sistema com os dados adquiridos por meio da avaliação. É importante salientar que esses dados são compartilhados com os demais médicos que se encontram de plantão, para ser possível uma cooperação entre a equipe de campo, com a que se localiza na Central de Regulação.

22.3.2. Tratamento dos Dados

A etapa de tratamento dos dados destaca-se por quantificar as informações recebidas pelo sistema, por intermédio do formulário adaptativo que se adequa ao tipo de ocorrência que está sendo tratada pela equipe de regulação. O formulário adaptativo proposto pelo trabalho de Bandeira (2018), que foi implementado ao sistema presente nesse trabalho, caracteriza-se em restringir o processo de regulação ao conjunto de perguntas que englobam o universo em que a ocorrência pertence, sendo ela: traumática, clínica, obstétrica ou psiquiátrica. É importante frisar que o trabalho supracitado faz parte de uma pesquisa conjunta entre a graduação em Ciência da Computação da Universidade do Estado do Rio Grande do Norte (UERN), e o mestrado em Ciência da Computação com associação ampla entre a UERN e a Universidade Federal Rural do Semi-Árido (UFERSA).

O formulário é constituído por questões, sendo que cada questão é composta por um conjunto de alternativas de múltipla escolha, em que o usuário só pode selecionar uma opção entre as alternativas. Essas alternativas são quantificadas através de uma escala numérica que vai de "Zero" a "Quatro", no qual o "Zero" representa a alternativa da questão com maior índice de gravidade, enquanto o "Quatro" representa o menor. Com isso, podemos saber o nível de gravidade expresso por cada questão, para em seguida aplicarmos a média aritmética simples às questões presentes no formulário, sendo possível quantificá-lo na integra.

Ao quantificarmos as questões do formulário de regulação na íntegra, conseguimos mensurar a Gravidade Etiológica (GE) e a Semiológica (GS) de uma ocorrência, bem como, os recursos disponíveis (A) e o valor social (V) que envolve o caso, tendo em vista que limitamos o domínio da ocorrência usando questionamentos de especificação, o que permite um afunilamento das informações tendendo a um diagnóstico presumível. Ao capturamos esses dados aplica-se a fórmula do Grau de Urgência, que se encontra descriminada na seção 1.2. É importante ressaltar que foram realizadas algumas alterações na fórmula, conforme retratado a seguir:

$$U = \frac{\frac{(GE + GS)}{2} * A * V}{T}$$

22.3.3. Classificação dos Dados

Para o procedimento de classificação, optou-se pelo desenvolvimento de uma ontologia de domínio intitulada de SOS Ontology, incumbida de representar um conjunto de conceitos no âmbito das ocorrências de urgência e emergência. A metodologia de desenvolvimento estabelecida para concretizar a implementação é intitulada de Ontology Develompment 101, por ser considerada simples e apresentar fases objetivas e descomplicadas. Posteriormente serão ilustradas de forma sucinta as fases essenciais para o procedimento de construção da ontologia, visando estabelecer atributos para que a ontologia possa explorar os dados tratados, classificando corretamente o tipo de suporte, o grupo sindrômico e a troca de equipe durante o atendimento de emergência.

Para a implementação da ontologia foi utilizada a linguagem para definir e instanciar ontologias na Web, do inglês Web Ontology Language (OWL). O Ambiente para desenvolvimento é denominado de Protégé 5.2.0, que é um software de código aberto desenvolvido por pesquisadores da Universidade de Standford, que diferencia-se por possuir uma arquitetura de plug-ins adaptáveis para construir aplicações baseadas em ontologias simples e complexas, além de possibilitar a integração com sistemas de regras ou outros solucionadores de problemas para construir uma ampla gama de sistemas inteligentes [STANDFORD 2018].

22.3.3.1. Definição do Domínio e Escopo

Com o intuito de elucidar as funcionalidades da ontologia, foi elaborado um Documento de Especificação de Requisitos da Ontologia, do inglês Ontology Requirements Specification Document (ORSD). Esse caracteriza-se por descrever o escopo da ontologia, seu objetivo, usuários finais, os requisitos que precisam estar presentes e demais propriedades que enriquecem a compreensão da ontologia. O domínio da ontologia consiste nos conhecimentos existentes na literatura, bem como, relatos dos especialistas em regulação relativos à Atendimento de Urgência e Emergência e ao processo de APH. A Tabela 1 apresenta as características supracitadas.

Tabela 1: Especificação de Requisito.

DOCUMENTO DE ESPECIFICAÇÃO DE REQUISITOS DA ONTOLOGIA	
1	**OBJETIVO**
Analisar e classificar em no máximo, dois minutos o nível de urgência de uma ocorrência, bem como, o grupo sindrômico dos casos urgentes de maior gravidade, e também auxiliar no monitoramento dos sinais vitais do paciente, possibilitando diminuir o tempo resposta, e também agilizar a troca rápida de equipe de suporte em casos necessários, durante o atendimento de socorro.	
2	**ESCOPO**
A ontologia terá como finalidade classificar apenas o domínio do nível de urgência, bem como, suas síndromes e também a troca de suporte de atendimento no contexto da regulação médica. Os Critérios adotados estão relacionados às questões de competência e termos designados.	

3	LINGUAGEM DE IMPLEMENTAÇÃO
A ontologia deve ser especificada com a linguagem para definir e instanciar ontologias na Web, do inglês Ontology Web Language – Descripton Logic Two (OWL-DL 2).	
4	**USUÁRIO FINAIS PREVISTOS**
Usuário 1: Médicos responsáveis pelo processo de regulamentação; Usuário 2: Técnicos Auxiliares de Regulação Médica (TARM); Usuário 3: Técnico de enfermagem.	
5	**CASOS DE USO**
Uso 1: Auxiliar o médico regulador a designar o envio do Suporte Avançado de Vida (SAV) ou Suporte Básico de Vida (SBV); Uso 2: Determinar o grupo sindrômico, em casos classificados como urgentes de maior gravidade; Uso 3: Auxiliar no monitoramento dos sinais vitais, para a troca rápida do SAV para SBV quando necessário.	
6	**REQUISITOS DA ONTOLOGIA**
a. Requisitos não-funcionais	
RNF 1. A ontologia deve realizar a classificação em no máximo dois minutos;	
RNF 2. A ontologia deve comunica-se de forma transparente entre os diversos módulos do sistema;	
RNF 3. A terminologia utilizada no desenvolvimento da ontologia é retirada do domínio encontrado no contexto da regulação médica.	
b. Requisitos Funcionais - Responder às seguintes Questões de Competência	
QC1. Quais as especificações dos valores pertinentes aos tipos de síndromes?	
As síndromes de urgência de maior gravidade podem ser categorizadas em: Etiológica, Semiológica e de valência;	
QC2. Qual o nível de urgência de uma ocorrência com vítima?	
Poder ser classificado em: Absoluta ou Moderada;	
QC3. Qual o tipo de suporte o médico deve enviar?	
O mesmo pode ser classificado em: Básico, Avançado;	
QC4. Quais as especificações dos valores dos sinais de vida do paciente para realizar a troca de suporte durante o Atendimento Pré-Hospitalar?	
Bradicardia, Taquicardia e Hipóxia.	

Conforme Figueroa et al. (2012), a principal finalidade do ORSD é assegurar por que a ontologia está sendo construída e expor as finalidades de uso e os requisitos que a ontologia precisa cumprir. O documento supracitado possui um papel crucial durante o processo de desenvolvimento de ontologias, pois através dele facilitam-se algumas atividades, entre as quais, temos: I) busca e reutilização de recursos de conhecimento já existentes, com o objetivo de realizar reengenharia; II) busca e reutilização de recursos ontológicos (declarações, padrões de design e módulos); III) averiguação da ontologia ao longo da sua construção.

22.3.3.2.Reutilização de Ontologias Existentes

A etapa seguinte da metodologia Ontology Develompment 101 considera a reutilização de ontologias já existentes, para construção de novas ontologias. No entanto, em relação ao domínio em questão, não foi encontrada nas bases de pesquisa nenhuma ontologia semelhante que conseguisse ser utilizada no auxílio ou no reúso, e que apresentasse o processo de classificação dos grupos sindrômicos, o tipo de suporte ou a troca de equipes em ocorrências de emergência no âmbito do SAMU.

22.3.3.3. Enumeração dos Termos

A etapa consecutiva destaca-se pela enumeração de termos que são fundamentais para o desenvolvimento da ontologia. Esses termos foram distinguidos por intermédio do conhecimento específico pertinente ao domínio de atendimentos de ocorrências de emergência. Os principais termos estabelecidos para aplicar a ontologia foram: I) Grupo Sindrômico; II) Nível de Urgência; III) Sinais Vitais; IV) Tipo de Suporte; V) Regulação Médica. Esses termos serão encontrados na língua inglesa diante a implementação da ontologia, sendo que facilita o reúso e a difusão da pesquisa.

22.3.3.4. Definição das Classes e da Hierarquia de Classes

Essa fase caracteriza-se em definir as classes e suas hierarquias, sendo que as classes representam os conceitos do domínio de forma estruturada, explicitando relacionamentos de generalização e especificação. Empregando o reconhecimento do domínio mediante o uso da ferramenta Protégé por intermédio da linguagem OWL-DL, considerada robusta. A SOS Ontology contém um total de 20 classes que foram especificadas em conformidade com a abordagem top-down, sendo que a princípio estabeleceu-se as classes mais gerais e em seguida as mais especificas.

Dentre as vinte classes criadas, uma delas é primitiva, denominada de Medical_Regulation, que distingue-se por possuir apenas axiomas (verdades inquestionáveis universalmente válidas) de inclusão. Para se entender de forma mais sucinta podemos elucidá-la por intermédio do seguinte exemplo: Se a é uma instância da classe A, isto implica em satisfazer as condições necessárias dadas pelos axiomas de inclusão da classe A. É importante ressaltar que se um indivíduo satisfizer as condições necessárias da classe A, não garante que ele seja um membro desta classe.

Das vinte classes criadas, temos dezenove que são definidas, que se caracterizam por possuir axiomas de equivalência, ou seja, é constituído por pelo menos um agrupamento de condições necessárias e suficientes. Para uma melhor compreensão podemos esclarecer com o seguinte exemplo: Para a ser instância da classe A, isto implica em satisfazer as condições necessárias de A (axiomas de inclusão) e as condições necessárias e suficientes de A (axiomas de equivalência). Através da Tabela 2 são apresentadas as classes primitivas, definidas e as suas disjoints. As disjoints são funções usadas para determinar que quando uma instância faz parte de um grupo, a mesma não pode ser membro de nenhuma outra classe naquele mesmo grupo.

Tabela 2: Características das Classes Definidas da SOS Ontology.

CLASSIFICAÇÃO DAS CARACTERÍSTICAS DE CLASSE		
CLASSE	**DESCRIÇÃO**	**DISJOINT**
Medical_Regulation	Representação da ocorrência da regulação.	-
Support_Type	Representa os tipos de suporte de vida.	-
Urgency_Level	Representa os tipos níveis de urgência.	-
Sindromic_Group	Representa os tipos de síndromes em urgência de maior gravidade.	-
Vital_Signs	Representa os tipos de diagnóstico para troca de suporte.	-
SubClasse de Support_Type		
Advanced_Service	Representa o tipo de suporte Avançado.	Basic_Service, BS_FOR_AS
Basic_Service	Representa o tipo de suporte Básico.	Advanced_Service, BS_FOR_AS
BS_FOR_AS	Representa a troca e suporte.	Basic_Service, Advanced_Service
SubClasse de Urgency_Level		
Absolute	Representa o nível Absoluto para uma urgência.	Moderate, AdvancedChange
AdvancedChange	Retrata situações em que não foi possível determinar o nível de urgência.	Absolute, Moderate
Moderate	Representa o nível Moderado para uma urgência.	Absolute, AdvancedChange
SubClasse de Sindromic_Group		
Etiologic	Representa que a gravidade da urgência foi determinada por ações do contexto.	-
Semiological	Representa que a gravidade da urgência foi determinada através de sinais semiológicos.	-

Valency	Representa que a gravidade da urgência foi determinada por meio do valor social envolvido.	-
WithoutCategory	Retrata situações em que não foi possível determinar o grupo sindrômico.	-
SubClasse de Vital_Signs		
Bradycardia	Representa que durante o APH os sinais vitais apresentam um quadro de Bradicardia.	Tachycardia
Hypoxia	Representa que durante o APH os sinais vitais apresentam um quadro de Hipóxia.	-
None	Retrata situações em que não se encontram dados para aferir a troca de suporte, durante o APH.	-
Normal	Quando os dados inferidos não apresentam alterações no APH.	-
Tachycardia	Representa que durante o APH os sinais vitais apresentam um quadro de Taquicardia.	Bradycardia

Tendo em vista expor a SOS Ontology de modo transparente, para que se tenha uma melhor compreensão, optou-se por apresentar a descrição lógica de dez das dezenove classes definidas, que apresentam as condições necessárias e relevantes no domínio da ontologia. É importante frisar que a descrição lógica, do inglês Description logics (DL) é uma família de linguagens formais de representação de conhecimento, sendo que muitas DLs são mais expressivas que a lógica proposicional, mas menos expressivas que a lógica de primeira ordem.

Através do Algoritmo 1, é apresentada a descrição lógica que especifica se uma determinada ocorrência pertence ao grupo sindrômico Etiológico. Essa inferência ocorre por intermédio do valor do grau de urgência Etiológico representado pelo GE, que é inferido do formulário

Algoritmo 1: Lógica de Descrição da Subclasse Etiologic.

```
1: Class: Etiologic
2:   Equivalent To: (hasValueSG some xsd:int[>= "1"^^xsd:int])
3:     and(hasValueSG some xsd:int[<= "1"^^xsd:int])
4:   SubClass Of: Sindromic_Group
```

Por meio do Algoritmo 2, é possível observar a descrição lógica que determina as ocorrências que pertencem ao grupo sindrômico Semiológico, sendo que a inferência é realizada através do grau de urgência Semiológico, determinado pela variável GS, extraída do formulário de regulação.

Algoritmo 2: Lógica de Descrição da Subclasse Semiological.

```
1: Class: Semiological
2:   Equivalent To: (hasValueSG some xsd:int[>= "2"^^xsd:int])
3:     and(hasValueSG some xsd:int[<= "2"^^xsd:int])
4:   SubClass Of: Sindromic_Group
```

```
1: Class: Valency
2:   Equivalent To: (hasValueSG some xsd:int[>= "3"^^xsd:int])
3:     and(hasValueSG some xsd:int[<= "3"^^xsd:int])
4:   SubClass Of: Sindromic_Group
```

As ocorrências de emergência que possuem características referentes ao grupo sindrômico de valência são classificadas por meio da descrição lógica exposta no Algoritmo 3. É importante destacar que essa inferência é determinada pelo valor social que envolve o caso inserido pelo médico no formulário.

Algoritmo 3: Lógica de Descrição da Subclasse Valency.

Através da descrição lógica apresentada no Algoritmo 4, podemos verificar se o paciente de uma determinada ocorrência, que recebe os procedimentos do APH, encontra-se com o ritmo cardíaco irregular ou lento, normalmente com menos de 60 batimentos por minuto, caracterizando Bradicardia. Essa inferência é realizada pelos dados inseridos pela equipe de campo, e que as métricas usadas para inferir a classificação foram obtidas por meio das reuniões e discussões com os médicos reguladores.

Algoritmo 4: Lógica de Descrição da Subclasse Bradycardia.

```
1: Class: Bradycardia
2:   Equivalent To: (hasValueFC some xsd:int[< "40"^^xsd:int])
3:   SubClass Of: Vital_Signs
4:   Disjoint With: Tachycardia
```

A Hipóxia distingue-se pelo baixo nível de oxigênio no sangue, sendo uma condição que o corpo ou uma região do corpo é privada de suprimentos adequados de oxigênio. Através da descrição lógica do Algoritmo 5, durante os procedimentos do APH é possível classificar se a vítima encontra-se com hipóxia, mediante os dados inseridos pela equipe de campo.

Algoritmo 5: Lógica de Descrição da Subclasse Hypoxia.

```
1: Class: Hypoxia
2:   Equivalent To: (hasValueSAT some xsd:double[<= "0.94"^^xsd:double])
3:   SubClass Of: Vital_Signs
```

Em casos de ocorrências em que o paciente passou pela fase do APH, mas não apresentou alterações nos sinais vitais, constitui-se como quadro clínico normal. Essa inferência ocorre através da descrição lógica do Algoritmo 6, em que ontologia realiza a classificação pelas métricas consideradas normais, determinadas pelos médicos reguladores.

Algoritmo 6: Lógica de Descrição da Subclasse Normal.

```
1: Class: Normal
2:   Equivalent To: ((hasValueFC some xsd:int[>= "40"^^xsd:int])
3:     and(hasValueFC some xsd:int[<= "200"^^xsd:int]))
4:     and((hasValueSAT some xsd:double[> "0.94"^^xsd:double])
5:     and(hasValueSAT some xsd:double[<= "1.0"^^xsd:double]))
6:   SubClass Of: Vital_Signs
```

Por meio da descrição da lógica do Algoritmo 7, a ontologia consegue inferir se a vítima que está na fase do APH, encontra-se com um quadro clínico que apresenta um aumento da frequência cardíaca com mais de 200 batimentos por minuto, caracterizando Taquicardia. Com estes ritmos elevados, o coração não consegue bombear eficientemente o sangue rico em oxigênio para o resto do seu corpo. Esse processo de inferência ocorre por intermédio da classificação dos sinais vitais colhidos no local da ocorrência.

Algoritmo 7: Lógica de Descrição da Subclasse Tachycardia.

```
1: Class: Tachycardia
2:   Equivalent To: (hasValueFC some xsd:int[> "200"^^xsd:int])
3:   SubClass Of: Vital_Signs
4:   Disjoint With: Bradycardia
```

Para uma ocorrência ser considerada como nível Absoluto, a mesma deve apresentar grau de urgência entre 0 e 32, o qual é caracterizado por pertencer a um dos três grupos sindrômicos existentes e supracitados na seção 1.2. Para se determinar o nível de urgência de uma ocorrência, não se aplicam os dados dos sinais vitais em um primeiro momento, tendo em vista que o processo de coleta dos sinais vitais ocorre na etapa de APH, subsequente ao processo de regulação. Através da descrição lógica do Algoritmo 8 é possível entender de forma sucinta.

Algoritmo 8: Lógica de Descrição da Subclasse Absolute.

```
Class: Absolute
  Equivalent To: ((hasValueGU some xsd:int[>= "0"^^xsd:int])
    and(hasValueGU some xsd:int[< "32"^^xsd:int]))
    and((hasSyndrome some Etiologic)
    or(hasSyndrome some Semiological)
    or(hasSyndrome some Valency)
    or(hasSyndrome some WithoutCategory))
  SubClass Of: Urgency_Level
  Disjoint With: AdvancedChange, Moderate
```

Uma ocorrência é considerada como Mudança Avançada, em situações que o APH apresente alterações nos sinais vitais, entre os quais podemos destacar: frequência cardíaca, frequência respiratória e o nível de oxigênio no sangue. É importante ressaltar que essa Mudança Avançada acontece apenas em ocorrências determinadas como moderadas durante o processo de regulação, e que após o APH verifica-se um nível de gravidade maior. Conforme é apresentado pela descrição lógica no Algoritmo 9.

Algoritmo 9: Lógica de Descrição da Subclasse AdvancedChange.

```
Class: AdvancedChange
  Equivalent To: ((hasValueGU some xsd:int[>= "100"^^xsd:int])
    and(hasValueGU some xsd:int[<= "100"^^xsd:int]))
    and(((hasSigns some Bradycardia)
    and(hasSigns some Hypoxia))
    or((hasSigns some Hypoxia)
    and(hasSigns some Tachycardia))
    or(hasSigns some Bradycardia)
    or(hasSigns some Hypoxia)
    or(hasSigns some Tachycardia))
  SubClass Of: Urgency_Level
  Disjoint With: Absolute, Moderate
```

As ocorrências são consideradas Moderadas quando apresentam o grau de urgência entre 32 e 64, sendo que ainda não foram colhidos os dados referentes aos sinais vitais da vítima. A descrição lógica do Algoritmo 10 descreve a ideia.

Algoritmo 10: Lógica de Descrição da Subclasse Moderate.

```
Class: Moderate
  Equivalent To: ((hasValueGU some xsd:int[>= "32"^^xsd:int])
    and(hasValueGU some xsd:int[<= "64"^^xsd:int]))
    and(hasSigns some None)
  SubClass Of: Urgency_Level
  Disjoint With: Absolute, AdvancedChange
```

22.3.3.5. Definição das Propriedades

Para o procedimento de relacionamento das classes da ontologia, foram estabelecidas propriedades pertencentes às classes, sendo que elas são responsáveis por apresentar respostas às questões de competência da ontologia. Na SOS Ontology foram estipuladas seis qualidades do tipo Propriedade do Objeto, do inglês Object Property, onde cada propriedade dispõe de um domínio de imagem denominado range. Essas propriedades distinguem-se por conectar indivíduos ou classes de um domínio aos indivíduos ou classes de uma imagem. Por intermédio da Tabela 3 é possível observarmos as propriedades que foram definidas, bem como, suas principais características.

Tabela 3: Características das Propriedades do Tipo Object Property da SOS Ontology.

CARACTERÍSTICAS DAS PROPRIEDADES DO TIPO OBJECT PROPERTY			
PROPRIEDADE	**DESCRIÇÃO**	**DOMÍNIO**	**IMAGEM**
hasSupport	Conecta a regulação médica a um tipo de suporte.	Medical_Regulation	Support_Type
hasSindromic_Group	Indica que os níveis de urgência pertencem a um grupo de síndromes.	Urgency_Level	Sindromic_Group
hasPrehospitalCare	Indica que os níveis de urgência têm sinais vitais.	Urgency_Level	Vital_Signs
hasSigns	Indica que os sinais vitais podem apresentar diagnósticos que influenciam no nível da urgência.	Urgency_Level	Vital_Signs
hasSyndrome	Indica que os níveis de urgência podem ser categorizados conforme sua síndrome.	Urgency_Level	Sindromic_Group
isCompost	Indica que o tipo de suporte é composto por um nível de urgência.	Support_Type	Urgency_Level

No procedimento em que instanciam-se as classes da ontologia, foram especificadas sete propriedades do tipo Data-Type Property, que representam as particularidades das classes, agregando uma particularidade de um indivíduo a um tipo de dado. É importante informar que essas propriedades também são constituídas de uma imagem, sendo que essa imagem refere-se ao tipo de dados que será instanciado, conforme Tabela 4.

Tabela 4: Características das propriedades do tipo DataType Property da SOS Ontology.

CARACTERÍSTICAS DAS PROPRIEDADES DO TIPO DATATYPE PROPERTY			
Propriedade	**Descrição**	**Domínio**	**Imagem**
hasId	Indica o número de identificação de uma ocorrência na regulação.	Medical_Regulation	xsd:int
hasValueGU	Indica o valor do Grau de Urgência de um atendimento na regulação.	Urgency_Level	xsd:float
hasValueGD	Super Propriedade das propriedades hasValueGE, hasValueGS e hasValueGV.	Sindromic_Group	-
hasValueGE	Refere-se ao valor da Gravidade Etiológica de uma urgência.	Sindromic_Group	xsd:float
hasValueGS	Refere-se ao valor da Gravidade Semiológica de uma urgência.	Sindromic_Group	xsd:float
hasValueGV	Refere-se ao valor da Gravidade Valência de uma urgência.	Sindromic_Group	xsd:float
hasValueS	Super Propriedade das propriedades hasValueFC e hasValueSAT.	Vital_Signs	-
hasValueFC	Refere-se ao valor da Frequência Cardíaca no APH.	Vital_Signs	xsd:int
hasValueSAT	Refere-se ao valor da Saturação de Oxigênio no APH.	Vital_Signs	xsd:float

22.3.3.6. Definição das Restrições das Propriedades

Na SOS Ontology, as propriedades determinadas podem dispor de particularidades distintas. Todavia, para o domínio em questão, todas as propriedades do tipo Object Property foram constituídas como sendo transitivas. A propriedade transitiva distingue-se por permitir herança de relação entre indivíduos. Para uma melhor compreensão temos o seguinte exemplo: uma propriedade transitiva T relaciona o indivíduo a ao indivíduo b, e essa mesma propriedade relaciona o indivíduo b ao indivíduo c. Por fim, infere-se que o indivíduo a está relacionado ao indivíduo c por intermédio da propriedade T (Figura 22.8) [Horridge et al. 2004].

Figura 22.8: Ilustração do Exemplo.

Fonte: Autoria Própria.

22.3.3.7. Criação das Instâncias

A última fase do desenvolvimento da ontologia compõe-se na implementação das instâncias. A SOS Ontology distribui-se por possuir instâncias de dados de entrada, isto é, dados colhidos e analisados referentes aos procedimentos que ocorrem durante o atendimento de ocorrências de emergência. Através dessas instâncias, obtemos as respostas das questões de competência por meio do relacionamento entre as classes, pois quando inseridas determinam conhecimentos mediante as propriedades presentes na ontologia. A Figura 22.9 evidencia quatro instâncias empregadas a ontologia em questão, sendo elas: I) Occurrence do tipo Medical_Regulation; II) Syndrome do tipo Sindromic_Group; III) Urgency do tipo Urgency_Level; IV) VitalSigns do tipo Vital_Signs.

Por intermédio da Figura 22.10, podemos presenciar que a instância Occurrence possui interação com a instância Urgency através da propriedade isCompost, sendo que a hasID inclui o valor 1. A instância Urgency contém interação com as instâncias Syndrome e VitalSigns por meio das propriedades hasSyndrom e hasSigns, bem como, o valor referente ao grau de urgência. Já as instâncias Syndrome e VitalSigns têm suas propriedades providas com valores referentes ao tipo sindrômico e aos sinais vitais.

Figura 22.10: Relações Entre as Instâncias da SOS Ontology.

a. Relações da instância *Occurrence*

b. Valores da instância *Syndrome*

c. Relações da instância *Urgency*

d. Valores da instância *VitalSigns*

Fonte: Autoria Própria.

22.3.3.8. Validação da SOS Ontology

A validação da SOS Ontology tem como finalidade verificar a corretude da ontologia. Assim como, se o que foi proposto realmente representa o produto da ontologia. As ontologias são representações de conhecimento dentro de um domínio e são bastante utilizadas na implementação de aplicações de softwares, assim sendo, é importantíssimo que as ontologias apresentem resultados corretos. No entanto, mesmo diante de vários testes no artefato não é possível garantir a ausência de problemas [VRANDECIC 2009].

A verificação de consistência da ontologia supracitada inicia-se aplicando um mecanismo de inferência encontrado no ambiente de desenvolvimento Protégé. Quando esse motor de inferência é executado é possível identificar se há relações implícitas e explicitas entres as classes, possibilitando visualizar a existência de algum tipo de inconsistência que apresente ambiguidade. É importante ressaltarmos que nesse trabalho foi usado o motor de inferência intitulado de FaCT++.

Para verificar a completude da ontologia em questão, optou-se em realizar experimentos teóricos enfatizando a inserção de valores fictícios na ontologia, objetivando verificar se a mesma está classificando de forma correta e respondendo as questões de competência apresentadas na Tabela 1. Foram inseridos dados para a classificação de troca de suporte, quando há alterações no estado clínico do paciente durante o APH, tal como, classificação do grupo sindrômico e do tipo de ocorrência.

Conforme apresentado na Figura 22.11, podemos elucidar que a instância VitalSigns não possui nenhum valor de entrada, sendo assim classificado como membro da classe None pelo motor inferência. A instância Syndrome por meio dos valores das DataType Property tornou-se membro da classe Etiologic. A instância intitulada de Urgency mediante os valores da sua DataType Property, bem como, suas relações com as instâncias Syndrome e VitalSigns foi classificado como membro da classe Absolute. Já a instância Occurrence que contém relação com Urgency foi clássica como pertencente à classe Advanced_Service. Diante disso, podemos enfatizar que a SOS Ontology respondem às questões de competência, tendo em vista a inferência dos dados.

Figura 22.11: Resultados da Execução do Motor de Inferência na SOS Ontology.

a. Classificação da ocorrência

b. Classificação do grupo sindrômico

c. Classificação do tipo de urgência

d. Classificação dos sinais vitais

Fonte: Autoria Própria.

Ademais, foram utilizados outros conjuntos de valores na ontologia em evidência, buscando um maior número de interações. É importante ressaltar que nos demais casos a ontologia retratou a classificação prevista, respondendo de forma correta às questões de competência alcançando, assim, o objetivo proposto. A fase de validação com valores reais ocorrerá em paralelo com validação geral do SOS Socorrista, no qual inclui experimentos simulados com dados reais, que serão abordados nas seções subsequentes.

22.3.4. Pós-Processamento

Essa etapa caracteriza-se por guardar todas as informações adquiridas pela inferência da ontologia em uma base de dados. O tipo de paradigma escolhido para a representação dos dados foi o modelo relacional, que se distingue pelo princípio de que todos os dados estão armazenados em tabelas, sendo que toda a sua definição e teoria está baseada na lógica de predicados e na teoria dos conjuntos. Mesmo existindo outras formas de desenvolvimento, ainda opta-se pelo modelo entidade e relacionamento devido à integridade das transações, bem como, o formalismo na sua estrutura de relações (Macário e Baldo 2005).

O banco desenvolvido intitulado de SOS_Dashboard é responsável por armazenar todas as informações providas do sistema SOS Socorrista, o qual inclui as informações inferidas por intermédio da SOS Ontology. Para o desenvolvimento do banco supracitado foi realizada uma análise de requisitos essencial para entender quais os dados iriam ser trabalhados, sendo possível investigar como esses dados poderiam se relacionar para melhor atender ao usuário. Com os requisitos identificados foi possível projetar a solução, a qual foi esquematizada através de um modelo lógico. A Figura 22.12 expõe um fragmento do banco que é responsável por armazenar as informações inferidas pela ontologia.

Figura 22.12: Modelagem Lógico do SOS_Dashboard.

Fonte: Autoria Própria.

Em conjunto com o banco de dados desenvolvidos temos a SOS Service, uma aplicação Web em Java que roda em background em um servidor externo. A SOS Service tem como finalidade verificar a cada meio segundo os novos dados que são inseridos no sistema, para estimular a ontologia a realizar a classificação. Diante disso, enquanto o usuário preenche o formulário da ocorrência ou insere os dados referentes aos sinais vitais do APH, o serviço fica em alerta ouvindo, para que em seguida possa atender à solicitação. É importe destacar que o serviço supracitado atende múltiplas solicitações, tendo em vista que teremos n médicos e técnicos realizando requerimentos ao sistema.

22.3.5. Funcionalidades do SOS Socorrista

O SOS Socorrista não é apenas uma aplicação Web que auxilia a tomada de decisão, o mesmo também permite a gestão de ocorrências e o controle dos dados de todos os chamados através de um painel demonstrativo, onde todos os usuários logados no sistema podem ter acesso às informações em tempo real da quantidade de chamados realizados no dia. No painel de controle, os dados das ocorrências de chamados são subdivididos em: I) Socorro; II) Informação; III) Transporte. Além disso, o painel ainda apresenta em forma gráfica o número de chamados realizados na última semana, assim como, o número de chamados dos últimos meses do ano corrente (Figura 13.b). O sistema também tem como característica ser multiusuário, permitindo o login dos diversos tipos de usuários (Médico, TARM, Administrador, Enfermeiro) (Figura 22.13.a).

Figura 22.13: SOS Socorrista.

(a) Tela *login*. (b) Painel de visualização.

Fonte:Autoria Própria.

O cadastro do formulário de regulação é uma das funções mais importantes presentes no sistema, pois é através dele que é realizado o processo de triagem de ocorrências, considerando o nível de urgência e emergência, bem como, o processo de classificação do tipo de suporte em que a ocorrência encaixa-se. Por intermédio do diagrama existente na Figura 22.14, é possível entender de forma mais sucinta a sequência e as condições de comportamento de baixo nível existentes na funcionalidade citada, assim como, as ações indispensáveis para que as atividades sejam concluídas.

Figura 22.14: Processo do Formulário de Regulação.

Fonte: Autoria Própria.

O SOS Socorrista foi desenvolvido com o intuito de auxiliar a regulação e agilizar de forma eficiente o processo de realização de chamado e suas etapas. Com isso, a principal funcionalidade do sistema é o módulo inteligente, que consegue inferir através da SOS Ontology o tipo de suporte e o grupo de sindrômicos de ocorrências de suporte avançado e básico. Sendo que em menos de meio segundo a ontologia em conjunto com o sistema consegue alertar ao médico regulador sobre que tipo de suporte pode ser aplicado em uma determinada ocorrência de socorro (Figura 22.15). Além disso, o módulo de alerta fica sempre ativo durante o período do atendimento APH, isso ocorre para que haja troca de suporte em casos em que o quadro clínico da vítima venha apresentar mudanças adversas.

Figura 22.15: Módulo de Alerta..

Fonte: Autoria Própria.

22.4. Estudo de Caso: Aplicação do SOS Socorrista em Ambiente de Testes

Os testes desenvolvidos no SOS Socorrista foram realizados com dados reais, pertencentes à base de dados do SAMU da cidade de Mossoró/RN. Por tratar-se de dados reais, os nomes dos indivíduos foram resguardados mantendo a privacidade das informações pessoais acessadas, bem como, a confidencialidade dos dados coletados das fichas de regulação.

A preparação do experimento deu-se início com a seleção de forma aleatória de 30 ocorrências, encontradas nos 3.781 casos de regulação analisados durante a busca por padrões. As ocorrências selecionadas abrangem casos dos tipos: traumático, clínico, psiquiátrico e obstétrico, no contexto da regulação, sendo que englobam o universo das ocorrências de suporte básico e avançado. Esses casos foram estruturados de forma que apresentasse apenas o conjunto de informações necessárias que auxiliam o médico regulador no processo de decisão, em uma ocorrência de urgência e emergência.

Posteriormente, a informação e estruturação dos dados extraídos dessas 30 ocorrências foram moldados. Em seguida, foram escolhidos aleatoriamente três médicos especialistas em regulação, sendo que dois são integrantes da equipe do SAMU de Mossoró/RN, o terceiro compõe o quadro do SAMU de Catolé do Rocha na Paraíba. Os envelopes foram enviados para os três especialistas, com o intuito deles determinarem que tipo de suporte encaixava-se em cada uma das 30 ocorrências, para que depois fosse possível comparar com o sistema em questão.

Com a finalização da etapa anterior, deu-se início à fase de testes da ferramenta SOS Socorrista. Para realizarmos os testes usamos as mesmas 30 ocorrências que foram aplicadas aos médicos. Com isso, aplicamos os dados no sistema em um ambiente simulado, mas com os dados reais dos arquivos do SAMU. O processo simulado realizado com o sistema é o mesmo apresentado na Figura 22.4, que foi mapeado durante a pesquisa de campo. A principal finalidade dos testes é verificar confiabilidade da decisão obtida pelo sistema integrado à ontologia, buscando observar o quanto o sistema pode ser eficiente e eficaz no processo de regulação.

22.5. Discussões e Resultados

Diante dos experimentos realizados em ambiente simulado, foi possível verificar que o SOS Socorrista, integrado com a SOS Ontology, obteve bom desempenho no processo anamnese (histórico de todos os sintomas narrados pelo paciente sobre determinado caso), bem como, na decisão de que tipo de suporte melhor atenderia determinadas ocorrências. Para se ter ideia, das 30 ocorrências analisadas o Especialista 1 acertou 18, Especialista 2 acertou 22, Especialista 3 acertou 23 e o sistema acertou 27.

Em relação à análise geral do SOS Socorrista, a acurácia dos experimentos elaborados apresentou uma taxa de acerto de 90% na tomada de decisão. Já os especialistas ficaram em um interstício de 60% a 76% em relação aos acertos na tomada de decisão. Fato que deixa lúcido que a tomada de decisão com o auxílio do sistema irá contribuir positivamente. Mediante a Figura 22.16, podemos observar de forma mais sucinta as taxas de erro e acerto, tanto nos casos de suporte básico como no de suporte avançado.

Figura 22.16: Gráficos de Porcentagem de Erros e Acertos por Especialistas.

Fonte: Autoria Própria.

O gráfico apresentado anteriormente deixa claro que o sistema em questão sobressai dos especialistas por apresentar apenas 10% de erro na tomada de decisão, no âmbito dos casos que englobam o suporte avançado, sendo que os especialistas manifestam uma taxa entre 23% a 37%. Ainda no contexto do suporte avançado é possível observar uma divergência entre os próprios especialistas, no qual alguns conseguem êxito maior ao determinar a tomada de decisão através do diagnóstico presumível.

Em relação ao contexto dos casos de suporte básico, por meio do mesmo gráfico, é perceptível que a tomada de decisão possui menos divergências entre o sistema e os especialistas, sendo que na maioria dos casos foram acertados, com ressalva a um dos especialistas que apresenta 3%, referentes a um caso que ele realizou o diagnóstico errado. É importante explicitar que os gráficos anteriores representam os resultados dos 30 casos mencionados anteriormente, e que são dados reais extraídos do SAMU Mossoró/RN.

22.6. Considerações Finais

Tendo em vista a necessidade de agilizar o atendimento de ocorrências de socorro pela central de regulação do SAMU, este trabalho apresentou o SOS Socorrista, que possui a finalidade de auxiliar as equipes médicas de emergência na tomada de decisão, disponibilizando informações representativas para a equipe médica. A procura de conhecimentos relevantes, a problemática desse trabalho definiu questionamentos que vieram enriquecer o seu desenvolvimento, vindo a proporcionar soluções para a problemática aqui abordada, gerando, assim, novos conhecimentos científicos.

Referências

ALMOYNA, M.; NITSCHKE, C. Regulação médica dos serviços de atendimento médicos de urgência. [S.l.]: Editora MS, 1999. Acesso em: 15 set. 2018. Disponível em: <https://bit.ly/2xkjQNg>.

AVM, I. Suporte Básico de Vida e Socorros de Emergência. 2011. INSTITUTO AVM. Acesso em: 14 set. 2018. Disponível em: <https://goo.gl/SyrChE>.

BARBOSA, A.; BITTENCOURT, A.; GARROUX, C.; SANTOS, E.; GOMES, E.; SENNE, F.; COELHO, I.; MESQUITA, L.; RIBEIRO, M.; OURIVEIS, M.; SOZIO, M.; ALBINO, R.; ALVES, S.; JEREISSATI, T.; HENRIQUES, V.; OYADOMARI, W. Tic no setor de saúde: disponibilidade e uso das tecnologias de informação e comunicação em estabelecimentos de saúde brasileiros. CETIC, n. 1, p. 1–9, jan 2014. Acesso em: 27 ago. 2018. Disponível em: <http://cetic.br/media/docs/publicacoes/6/Panorama_Setorial6.pdf>. (Arquivado por WebCite em <http://www.webcitation.org/71856X2Kw>).

BRASIL. Protocolos de Intervenção para o SAMU 192: Serviço de Atendimento Móvel de Urgência. 2016. Acesso em: 14 set. 2018. Disponível em: <https://goo.gl/3c0yqi>.

BRASIL. Regulação médica das urgências. Brasília, DF: Editora MS, 2006. ISBN: 85-334-1062-X.

CIENTÍFICA, I. de I. A importância da informática médica nas instituições de ensino, pesquisa e no cuidado em saúde. Sociedad Iberoamericana de Información Científica, 2017. Acesso em: 27 ago. 2018. Disponível em: <https://goo.gl/xMbv7E>.

COSTA, P.; MIRANDA, J.; SOUZA, K. PEDIATRIC PREHOSPITAL ASSISTANCE CONDUCTED BY THE MOBILE EMERGENCY CARE SERVICE (SAMU). Revista de Pesquisa: Cuidado é Fundamental Online, Universidade Federal do Estado do Rio de Janeiro UNIRIO, v. 5, n. 4, p. 614–621, oct 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.9789%2F-2175-5361.2013v5n4p614>.

FIGUEROA, M. C. S.; GÓMEZ-PÉREZ, A.; FERNÁNDEZ-LÓPEZ, M. The neon methodology for ontology engineering. In: Ontology engineering in a networked world. [S.l.]: Springer, 2012. p. 9–34.

GONZALEZ, M.; TIMERMAN, S.; GIANOTTO-OLIVEIRA, R.; POLASTRI, T.; CANESIN, M.; SCHIMIDT, A.; SIQUEIRA, A et al. I Diretriz de Ressuscitação Cardiopulmonar e Cuidados Cardiovasculares de Emergência da Sociedade Brasileira de Cardiologia. Arquivos Brasileiros de Cardiologia, GN1 Genesis Network, v. 101, n. 2, p. 01–221, 2013. Acesso em: 29 ago. 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.5935%2Fabc.2013s006>.

HORRIDGE, M.; KNUBLAUCH, H.; RECTOR, A.; STEVENS, R.; WROE, C. A practical guide to building owl ontologies using the protégé-owl plugin and co-ode tools edition 1.0. University of Manchester, 2004.

MACÁRIO, C. G. d. N.; BALDO, S. M. O modelo relacional. Instituto de Computação–Universidade Estadual de Campinas. Campinas, São Paulo, 2005.

MARTINS, R. M. M. Investigação de incidentes e acidentes de trabalho num terminal portuário. Tese (Doutorado) — Instituto Politécnico de Setúbal. Escola Superior de Ciências Empresariais, 2017.

SAÚDE, M. da. O que é o SAMU 192? 2014. Acesso em: 20 jan. 2017. Disponível em: <https://goo.gl/9zh9cm>.

SOMMERVILLE, I. Engenharia de Software (Em Portuguese do Brasil). Pearson, 2011. ISBN 8579361087.

STANDFORD, U. de. A free, open-source ontology editor and framework for building intelligent systems. 2018. Disponível em: <https://stanford.io/2pSNsxQ>.

VRANDECIC, D. Ontology evaluation. In: Handbook on ontologies. [S.l.]: Springer, 2009. p. 293–313.

23. SISTEMA MULTIAGENTE FUZZY PARA MONITORAMENTO E AVALIAÇÃO DOS FATORES DE RISCO DO AVC

M.s.c. Wedson Carlos G. de Oliveira, Antônio Anderson Sandro A. Lira,
Dr. Marcelino P. dos Santos Silva, Dr.ª Cicília Raquel M. Leite e M.s.c. José Érico G. da Silva

Abstract

Stroke is one of the biggest causes of death and disability in individuals across the globe. It is a medical emergency that has initially the appearance of symptoms abruptly on one side of the body. Stroke may be ischemic when it has artery obstruction, or hemorrhagic when it presents the factors responsible for bringing blood to the brain and the main risk factors for hypertension, atrial fibrillation, diabetes, dyslipidemia, smoking, and sedentary lifestyle. Some of these factors are directly related to people's habits and lifestyle. Other factors such as age, race, family history and sex also influence its incidence. Thus, this study aims to develop a multi-agent fuzzy system to guide, monitor, classify and evaluate patients for primary prevention of stroke risk factors, entitled SoStroke. The system is divided into two modules, SoStroke web exclusively for the physician, responsible for classifying, evaluating, creating conduct for their patients and also monitoring their performance. Sostroke mobile is responsible for interpreting and issuing notifications on patients' smartphones, based on context awareness. The notifications can be a tip or question and all require user responses, representing the accomplishment of the task or not. Finally, to validate SoStroke, a case study was carried out with medical specialists and professional suggestions were collected. In addition, it performed usability tests obtaining satisfactory results based on metrics of literature and expert opinion. Key-words: Intelligent System, Primary Prevention, Stroke, Ubiquitous Computing.

Resumo

O Acidente Vascular Cerebral (AVC) é uma das maiores causas de morte e incapacidade de indivíduos em todo o planeta. Considerada uma emergência médica, tem como característica o aparecimento dos sintomas de forma abrupta em um dos lados do corpo inicialmente. O AVC pode ser isquêmico quando se tem obstrução das artérias, ou hemorrágico quando apresenta rompimento das artérias responsáveis por levarem sangue ao cérebro e possui como principais fatores de risco a hipertensão, fibrilação atrial, diabetes, dislipidemia, tabagismo e sedentarismo. Alguns destes fatores estão ligados diretamente aos hábitos e estilo de vida das pessoas. Outros fatores como idade, raça, histórico na família e sexo também influenciam sua incidência. Desta forma, este trabalho tem como objetivo desenvolver um sistema multiagente fuzzy para orientar, monitorar, classificar e avaliar pacientes com relação à prevenção primária dos fatores de riscos do AVC, intitulado SoStroke. O sistema é dividido em dois módulos, Sostroke web de uso exclusivo do médico, responsável por classificar, avaliar, criar condutas para seus pacientes e ao mesmo tempo acompanhar e monitorar o seu desempenho. Já o Sostroke mobile é responsável por interpretar as condutas e emiti-las em forma de notificações no smartphone dos pacientes, com base na sensibilidade ao contexto. As notificações podem ser uma dica ou pergunta e todas demandam de respostas dos usuários, representando a realização da tarefa ou não. Por fim, para validar o SoStroke foi feito um estudo de caso com médicos especialistas no qual realizou-se testes de usabilidade obtendo resultados satisfatórios baseado em métricas da literatura e na opinião dos especialistas. Palavras-chave: AVC, Computação Ubíqua, Prevenção Primária, Sistemas Inteligentes.

23.1. Introdução

A evolução das Tecnologias da Informação e Comunicação (TIC) aliada à popularização da internet vem revolucionando a computação em geral, no que diz respeito à acessibilidade da população a tais tecnologias. Durante toda a sua história, a computação passou por diversas evoluções, desde os gigantescos computadores restritos a grandes empresas, até os computadores de mesa nas casas dos usuários. Atualmente, com o advento da computação móvel, instaurou-se na sociedade uma verdadeira revolução, onde tal tecnologia está mais presente, e trouxe diversas vantagens, a ponto de sua utilização tornar-se demanda social.

A popularização da computação móvel deve-se à grande evolução dos dispositivos móveis. Um dispositivo para ser considerado móvel deve possuir algumas características como: poder de processamento, mobilidade, capacidade de funcionamento sem estar conectado à rede elétrica, capacidade de comunicação via internet sem a necessidade de fios. Os smartphones podem ser considerados um dos maiores disseminadores da computação móvel em meio à população (VOSS et al., 2015).

Os smartphones possuem uma gama de sensores acessíveis por meio de um sistema operacional, o que permite a implementação de aplicações móveis mais inteligentes, ou seja, devido ao poder de processamento e armazenamento dos smartphones, já é possível aplicar técnicas de inteligência artificial, ou até mesmo tirar proveito de ações inteligentes intrínsecas em alguns sistemas operacionais móveis.

A computação móvel se popularizou, a ponto de impactar e atuar em outras áreas, criando, assim, subáreas de conhecimento da computação aplicada. A M-Health é um exemplo disso, pois é uma área de conhecimento que foca no uso de dispositivos móveis e sem fio, a fim de melhorar os resultados, serviços e pesquisas da saúde. Além disso, juntamente com os conceitos da computação pervasiva, a computação móvel foi fator importante para o surgimento da computação ubíqua (WHO, 2010).

A computação pervasiva ou computação invisível como também é conhecida, é um conceito que remete tornar a interação homem-máquina a mais natural possível, a ponto de parecer uma interação entre humanos (OBAIDAT et al., 2011). A computação ubíqua visa justamente integrar a computação pervasiva com as características da computação móvel, objetivando tornar a computação onipresente na vida dos usuários e criando uma experiência completamente renovada de interações entre usuários, sistemas e ambientes (WEISER, 1999). Esses conceitos aplicados à medicina trazem diversas possibilidades de investigação científica, inclusive o monitoramento e avaliação dos hábitos do cotidiano de um indivíduo e podem ser amplamente utilizados em doenças graves, em que o melhor tratamento é a detecção precoce de fatores de risco, como o Acidente Vascular Cerebral (AVC).

O AVC é uma doença grave e mortal que pode acontecer através da obstrução de vasos sanguíneos que levam sangue ao cérebro, ocasionando uma isquemia em alguma área cerebral, ou pode ocorrer na forma de rompimento de algum vaso sanguíneo cerebral. O AVC isquêmico tem maior índice de casos registrados, chegando a ser até quatro vezes mais que o hemorrágico, que por sua vez, é o tipo com maior taxa de mortalidade, por isso é considerado o mais grave (GUIMARÃES,2014). O AVC afeta direta e indiretamente a vida de mais de 17 milhões de pessoa em todo o mundo (FEIGIN; NORRVING, 2014). No Brasil, ao lado das doenças cardiovasculares, representa a maior causa de morte e incapacidade humana. Apesar de ser mais comum em pessoas acima de 50 anos, o AVC pode ocorrer em qualquer estágio da vida, por isso a importância da prevenção constante (BRASIL,2014).

Existem ao redor do mundo diversas instituições e organizações voltadas à prevenção e tratamento do AVC, as quais tem um objetivo em comum, o de diminuir os índices de ocorrência e, consequentemente, a mortalidade provocada por esse problema. Destacam-se a American Stroke Association (ASA) e a National Stroke Association (NSA), ambas pesquisam sobre a doença e disponibilizam diretrizes periodicamente para prevenção e tratamento.

A realização de exames regulares e o controle dos fatores de risco são as atitudes mais recomendadas pelas diretrizes para evitar a ocorrência do acidente vascular cerebral (PANDIAN et al., 2018). Os fatores de risco do AVC dividem-se entre os modificáveis (aqueles que o indivíduo tem a possibilidade de controlá-los): hipertensão, dislipidemia, diabetes, tabagismo, sedentarismo, entre outros. Além dos não modificáveis (fatores que são imutáveis): histórico de AVC na família, idade, raça, sexo (MESCHIA et al., 2014).

Neste contexto, constata-se que a melhor forma de controlar tais fatores de risco, é a adoção de hábitos saudáveis que previnam os problemas causados individualmente por cada fator de risco. Também se vê necessário uma forma de medir o desempenho de um paciente com relação à prática dos hábitos saudáveis, pois com essas informações detalhadas e formalizadas, o médico pode ter um mecanismo a mais para auxiliá-lo em uma tomada de decisão. Além disso, recursos para classificar o paciente com relação a esses problemas, medindo de uma forma justa o quanto um indivíduo está correndo risco, seriam muito interessantes para uma melhor compreensão do perfil de cada indivíduo.

Com base nisso, este trabalho tem como objetivo central o desenvolvimento de um sistema multiagente fuzzy para orientar, monitorar, classificar e avaliar pacientes com relação à prevenção primária dos fatores de riscos do AVC. Este sistema foi intitulado SoStroke e encontra-se dividido em dois módulos: SoStroke Mobile e SoStroke Web.

Figura 23. 1 – Visão geral do sistema

23.2. SoStroke: Sistema Inteligente para Avaliação e Monitoramento dos Fatores de Risco do AVC

Como já mencionado, o AVC mostrou ser uma doença potencialmente mortal e silenciosa. Por causa de sua característica súbita, a sua previsibilidade por fatores fisiológicos explícitos torna-se uma tarefa quase impossível até para profissionais especializados.

As ações de detectar fatores de risco precocemente e adaptar o estilo de vida de indivíduos a hábitos saudáveis é a melhor forma de prevenir doenças com as características do AVC. Com base nessa premissa, constatou-se a necessidade de um sistema que por meio de técnicas e dispositivos computacionais interferisse diretamente no cotidiano das pessoas, com o intuito de mudar determinados hábitos considerados prejudiciais à saúde ou que levem a uma incidência de acidente vascular a curto, médio ou longo prazo.

O SoStroke é um sistema multiplataforma que tem como objetivo principal, atuar como coadjuvante ao lado do médico para reduzir os fatores de risco do AVC em um indivíduo. A Figura 1 ilustra as principais funções do sistema. Para alcançar seu objetivo o SoStroke possui três funcionalidades principais:

A. Com base nos conceitos da computação ubíqua age como mecanismo onipresente levando para o usuário dicas e/ou perguntas controladas pelo médico, atuando também como meio de monitoramento usufruindo da mobilidade dos dispositivos móveis.

B. Com base em técnicas de inteligência computacional e em diretrizes sobre o AVC, auxilia o médico nas detecções dos fatores de risco de um indivíduo, classificando-o em alto, médio ou baixo risco.

C. Por meio de cálculos e inferências, computa o desempenho obtido pelo paciente referente às recomendações passadas pelo médico.

O SoStroke atua na mudança de hábitos dos pacientes fornecendo ao médico a possibilidade de controlar cuidados sobre o AVC. Para efeitos deste sistema, os seguintes requisitos inerentes à arquitetura foram definidos:

- Disponibilizar ao paciente dicas sobre cuidados preventivos ao AVC;
- Alertar sobre os cuidados preventivos com base nas rotinas diárias;
- Capturar respostas de realização desses cuidados;
- Capturar estatísticas de uso do aplicativo, bem como do interesse do usuário sobre as dicas e recomendações futuras;
- Transmitir os dados coletados para o SoStroke Web a fim de que possam ser processados;
- Processar os dados enviados;
- Disponibilizar para os médicos um relatório explicitando os cuidados realizados e os não realizados;
- Permitir a criação de cuidados por médicos, bem como, utilizar cuidados automáticos consolidados na literatura;
- Permitir o compartilhamento de cuidados entre médicos.

Cumpridos tais requisitos, o SoStroke fornece vantagens como:

- Aproximação da relação médico-paciente: por intermédio dos dispositivos móveis e da conexão com a internet, o SoStroke age como uma interface de aproximação entre médico e paciente, expandindo essa relação além do consultório e fornecendo uma forma mais precisa de controle de informações.

- Auxílio no diagnóstico de doenças: informações e dados estatísticos do dia a dia do paciente podem influenciar na detecção de doenças e no diagnóstico final do médico.
- Autocuidado disciplinado: o SoStroke faz o paciente receber orientações em momentos chaves do dia, o auxiliando em ter mais disciplina para realizar tarefas a favor de sua saúde.

A partir dos requisitos arquiteturais já citados na Figura 23.2 mostra a visão geral, agora destacando as principais atividades do sistema também ilustradas através do fluxograma da Figura 23.3.

Figura 23.2 – Atividades do Sistema

- Configuração do Ambiente: a configuração do SoStroke Web é feita pelo profissional da saúde e possui alguns passos: I) Cadastro do usuário/paciente; II) Preenchimento do formulário de anamnese pelo médico; III) Captura da rotina do paciente; IV) Criação de condutas baseadas nas rotinas do paciente utilizando cuidados de autoria própria, do sistema ou de terceiros;
- Aquisição dos dados: é realizada através da ação de resposta com relação aos cuidados passados pelo médico. Cada cuidado independente de ser uma dica ou pergunta gera notificações nos dispositivos móveis dos usuários do SoStroke Mobile, cada notificação pode ser respondida de forma positiva (SIM) ou negativa (NÃO), a qual será capturada e armazenada pelo SoStroke Web;
- Transferência de dados: atividade responsável por enviar ao SoStroke Web as informações geradas pelo SoStroke Mobile. A conexão dessas informações é feita via internet utilizando o Protocolo de Transferência de Hipertexto (HTTP);
- Processamento e análise dos dados: o módulo inteligente do SoStroke Web é responsável pelo tratamento, processamento e correlação de padrões dos dados das respostas dos pacientes.
- Pós-processamento e Disponibilização dos Dados: disponibiliza os dados processados pelo módulo inteligente em forma de relatórios estatísticos e gráficos para uma melhor compreensão dos médicos.

Figura 23.3 – Fluxograma de execução de atividades do sistema

23.2.1 SoStroke Web

O SoStroke Web é o sistema utilizado exclusivamente pelos médicos durante a consulta médica. Em sentido amplo pode ser considerado a parte de gerenciamento e controle do fluxo de dados entre todos os atores do sistema. É um sistema desenvolvido para plataforma Web, ou seja, é executado em navegadores e não possui restrições de compatibilidade com as versões atuais dos browsers. Para sua implementação foram utilizados frameworks, bibliotecas e diversas linguagens de programação tanto no lado do servidor quanto no cliente.

- Servidor: O Codeigniter é um Framework de Desenvolvimento de Aplicativos (ADF), que tem como linguagem de programação base o Hypertext Preprocessor (PHP). O PHP é uma linguagem voltada ao desenvolvimento de páginas e sistemas dinâmicos web, tem característica de ser serverside, ou seja, seus scripts são executados pelo servidor. O motivo da escolha do codeigniter e o PHP se deu devido a sua rápida curva de aprendizagem e também por ter fóruns de comunidades muito ativas. Além disso, o Codeigniter utiliza o Model-View-Controller (MVC) como padrão de arquitetura de software, que aliado à facilidade de criação de scripts do PHP, fornecem um ambiente de desenvolvimento de sistemas web poderoso e compatível com diversos servidores de aplicação.
- Cliente: na aplicação cliente diversas linguagens foram utilizadas em conjunto, dentre elas, a Linguagem de Marcação de Hipertexto (HyperText Markup Language – HTML). e a Folhas de Estilo em Cascata (Cascading Style Sheets - CSS) para a

estrutura e estilização dos elementos visuais estáticos na página; Javascript para realização de ações dinâmicas e AJAX para chamadas assíncronas no servidor. Essas linguagens foram escolhidas por serem dominantes na área de desenvolvimento Front-end e por terem total compatibilidade com retornos dos scripts PHP.

Para a persistência dos dados e também para atuar como middleware entre as plataformas, foi utilizado o Sistema de Gerenciamento de Banco de Dados (SGBD) MySQL. O MySQL foi escolhido por ser um SGBD de fácil manipulação e ter total compatibilidade com as bibliotecas PHP, é um banco de dados relacional, multiusuários e tem características multitarefas, tem como linguagem padrão a Linguagem de Consulta Estruturada (Structured Query Language - SQL), disponibilizado em uma versão com licença comercial e outra de código aberto.

Para poder ter acesso às funcionalidades do SoStroke Web, o médico previamente cadastrado pelo administrador do sistema necessita apenas realizar login na página inicial, como pode ser visto na Figura 23.4. O sistema encontra-se hospedado em servidores da Universidade do Estado do Rio Grande do Norte (UERN) e pode ser acessado por meio do endereço eletrônico <http://lordi.uern.br/sostroke>.

Figura 23.4 – Tela de login do SoStroke Web

Realizado login o médico estará apto às seguintes ações no sistema:

- Cadastrar cuidado: apesar de possuir cuidados retirados de diretrizes nacionais e internacionais, disponível para a utilização de todos os médicos usuários do sistema, o SoStroke permite que cada médico crie seu próprio cuidado, para ser utilizado conforme queira em suas condutas passadas ao paciente. Um cuidado pode ser uma pergunta ou apenas uma dica e independente do seu tipo sempre haverá duas alternativas de respostas SIM ou NÃO, por isso a importância das perguntas serem na forma afirmativa.
- Cadastrar paciente: o médico preenche o formulário de cadastro com informações pessoais e socioeconômicas do paciente.
- Avaliar Paciente: após cadastrado, o paciente está apto a passar por uma anamnese onde o questionário pode ser respondido no próprio sistema. O questionário de anamnese foi criado baseado em modelos da Sociedade Brasileira de Cardiologia (SBC) e em diretrizes da NSA. Finalizada a anamnese, o módulo inteligente baseado nos dados preenchidos pelo médico, avalia e classifica o paciente em baixo, médio ou alto risco, conforme regras pré-estabelecidas, gerando uma sugestão de classificação ao médico, podendo ser aceita ou recusa-

da. Somente depois de avaliar o paciente o médico poderá criar condutas.

- Cadastrar Rotina: o médico pode cadastrar contextos do dia a dia do paciente como horário que acorda, horário que almoça, onde trabalha, onde mora etc. Uma rotina cadastrada precisa ter obrigatoriamente um título, por exemplo, almoço, jantar, e um horário, sendo a localização opcional ao médico.
- Criar Condutas: a criação de condutas pode ser interpretada como a ação de permitir ao médico associar um cuidado a uma rotina, determinando assim condições contextuais para que o cuidado seja exibido ao paciente via SoStroke Mobile. Além de poder associar cuidados a contextos, o médico pode também atribuir pesos relacionados à prioridade da conduta. Analogamente, uma conduta pode ser encarada como uma estrutura composta por um cuidado, uma rotina e uma prioridade, que será processada e interpretada pelo SoStroke Mobile.
- Acompanhamento Remoto: determinado o conjunto de condutas, o médico poderá acompanhar remotamente o comportamento do paciente perante os cuidados passados. O médico receberá automaticamente as informações tratadas e processadas em forma de relatórios estatísticos e gráficos dinâmicos.

23.2.1.1 Especificação do Módulo Inteligente

Como o SoStroke também objetiva auxiliar o médico na tomada de decisões e na detecção precoce de fatores de risco, constatou-se a necessidade de implementar alguns algoritmos inteligentes, para atuar em algumas funcionalidades como, classificação de pacientes e cálculo de desempenho perante as respostas provindas do SoStroke Mobile. Para classificar um paciente o SoStroke baseia-se em uma cartilha de pontuação criada, mantida e difundida pela NSA chamado de Stroke Risk Scorecard (SRS). Diversas universidades e instituições com foco na batalha contra o AVC, utilizam o SRS como meio de orientação à prevenção, dentre as principais destacam-se:

- Universidade do Estado de Ohio - Instituto Neurológico de Ohio.
- Universidade de Toronto - Neurology Stroke Program.
- Universidade do Kentucky - Comprehensive Stroke Center.
- Lutheran Health Network – Provedora de serviços de saúde da região nordeste de Indiana nos Estados Unidos (EUA).
- Departamento de Saúde de Dakota do Norte – Programa de prevenção de doenças do coração e AVC.
- Adena Health System – Redes de hospitais e clinicas sediada no estado de Ohio/EUA.

O SRS como mostra a Figura 5 classifica um indivíduo baseado na pontuação resultante de perguntas relacionadas a 8 fatores de riscos, sendo que cada pergunta possui 3 métricas de avaliação, o que significa que, cada resposta pode ser classificada como baixo, médio, ou alto risco. Após preenchimento das informações é mensurado a pontuação total em cada coluna, gerando, assim, a classificação do paciente com base em 3 regras:

- Se o número de respostas de valor “alto risco” for maior ou igual a 3 o paciente recebe classificação Alto Risco;
- Caso não ocorra isso e o número de respostas de valor “médio risco” for entre 4 e 6 o paciente recebe classificação Médio Risco;
- Caso não ocorra isso e o número de respostas de valor “baixo risco” estiver entre 6 e 8 o paciente recebe classificação Baixo Risco;

Figura 23.5 – Stroke Risk Scorecard

FATORES DE RISCO	ALTO RISCO	MÉDIO RISCO	BAIXO RISCO
Pressão Sanguínea	> 140/90 ou não sabe	120-139/80-89	<120/80
Fibrilação Atrial	Batimentos irregulares	Não sabe	Batimentos regulares
Tabagismo	Fumante	Tentando parar	Não fuma
Colesterol	>240 ou não sabe	200-239	<200
Diabetes	SIM	No limiar	Não
Atividade Física	Sedentário	Alguns exercícios	Exercícios regulares
Peso	Muito acima	Pouco acima	Peso ideal
AVC na Família	SIM	Não tem certeza	Não
PONTUAÇÃO TOTAL	Alto Risco	Médio Risco	Baixo Risco

O SoStroke possui um agente de software denominado Agente Classificador, responsável por classificar os dados providos da análise anamnese do paciente, utilizando regras de inferência fuzzy. O agente reativo funciona através dos estímulos fornecidos pelos médicos a partir da conclusão do questionário de anamnese.

O objetivo do agente classificador é utilizar as regras do SRS para classificar um paciente em alto, médio ou baixo risco, auxiliando, assim, a tomada de decisão do médico em meio à consulta. A Figura 23.6 mostra o diagrama de agente, modelado utilizando a metodologia MAS-CommonKADS+ (II, 2010). Na figura pode-se ver que o agente recebe como entrada os dados da anamnese, que nada mais são que a pontuação total do paciente em cada categoria (coluna), segundo o SRS. Após o estímulo, são executadas as regras do SRS e o agente retorna como resultado à classificação do paciente (baixo, médio ou alto risco). A Tabela 1 mostra exemplos do formato dos dados de entrada e saída.

Figura 23.6 – Agente Classificador

Tabela 1 – Exemplo de classificação baseada no SRS

ENTRADA			Saída	Justificativa
Alto	Médio	Baixo		
3	3	2	Alto Risco	pois a coluna Alto é igual a 3
2	4	2	Médio Risco	pois a coluna Médio é igual a 4
1	1	6	Baixo Risco	pois a coluna Baixa é igual a 6

Visualizando a tabela é fácil notar que o agente classificador recebe um conjunto formado por 3 valores e retorna uma classificação. Após diversas análises no processo de classificação baseado somente no SRS, percebeu-se a existência de possíveis conjuntos de dados de entrada, que a forma determinística do SRS não suporta, por exemplo, o conjunto mostrado na Tabela 2 em que os valores em cada coluna não satisfazem as condições mínimas para serem processados e tratados pelo conjunto de regras do agente. Com isso, chega-se à conclusão que somente o conjunto de regras baseado no SRS é insuficiente para uma classificação eficaz.

Tabela 2 – Exemplo de entrada não suportada pelo SRS

ENTRADA			Saída	Justificativa
Alto	Médio	Baixo		
0	3	5	???	???

A fim de descobrir os demais conjuntos com formato não suportado pelo agente, foi criado um algoritmo simples, de complexidade O(n3), para que baseado em permutações de valores e restrições condicionais fossem descobertas as demais entradas. O Algoritmo 1 na prática implementa o cálculo de arranjo simples de 8 elementos (pois são 8 fatores de risco) tomados 3 a 3 (pois são 3 colunas no SRS) no que ocasiona em 336 conjuntos diferentes, porém algumas restrições nesse cálculo devem ser consideradas:

- Primeira restrição: as somas dos valores alto, médio e baixo devem ser exatamente 8, pois em cada pergunta relacionada a um fator de risco deve haver uma e somente uma resposta, totalizando sempre 8 ao final da avaliação;
- Segunda restrição: a coluna de alto risco só poderá assumir valores positivos abaixo de 3, ou seja, {0,1 ou 2}, pois na regra do SRS, caso haja valor maior ou igual a 3 nessa coluna, o paciente será classificado como alto risco;
- Terceira restrição: a coluna do meio referente ao médio risco, só poderá assumir valores positivos abaixo de 4, (0,1,2, ou 3), caso contrário o paciente será classificado como médio.
- Quarta restrição: a coluna de baixo risco só poderá assumir valores inteiros entre 0 e 5, pois se for 6 ou mais haverá classificação de baixo risco

Algoritmo 1 – Algoritmo que detecta entradas não suportadas pelo SRS

Algoritmo 1 Algoritmo que detecta entradas não suportadas pelo SRS

```
1:  função ENCONTRARNOVASENTRADAS( )
2:      high = 0
3:      caution = 0
4:      low = 0
5:      novasEntradas = 0
6:      enquanto high < 3 faça
7:          enquanto caution < 4 faça
8:              enquanto low < 6 faça
9:                  se high + caution + low = 8 então
10:                     novasEntrada ← high, caution, low
11:                 fim se
12:                 low = low + 1
13:             fim enquanto
14:             caution = caution + 1
15:         fim enquanto
16:         high = high + 1
17:     fim enquanto
18:     retorne novasEntrada
19: fim função
```

Aplicadas tais restrições, a execução do algoritmo resultou em 5 entradas, (como mostra a Tabela 3) que o agente classificador com somente as regras do SRS, não é capaz de gerar uma classificação. Além disso, a descoberta de novas entradas faz-se necessário um método que gere uma classificação correspondente para cada nova entrada.

ALTO	MÉDIO	BAIXO	CLASSIFICAÇÃO
0	3	5	??
1	2	5	??
1	3	4	??
2	1	5	??
2	2	4	??
2	3	3	??

Baseado nisso, que se constatou a necessidade da criação de um módulo fuzzy para ser acoplado ao agente classificador. O objetivo do módulo fuzzy é justamente aumentar as possibilidades de classificação do agente o capacitando a descobrir as classificações correspondentes para as novas entradas, com a ajuda de variáveis linguísticas e regras nebulosas de inferência.

A seguir são apresentados os passos para a criação do módulo fuzzy, e como o problema foi abordado para a modelagem.

1. Estágio de fuzzificação: neste estágio foram definidas as variáveis de entrada e os conjuntos fuzzy as quais elas pertencem, atribuindo os respectivos graus de pertinência. Ao todo são 3 variáveis de entrada (High, Caution e Low), cada uma modelada através de 3 conjuntos fuzzy a nomenclatura em inglês das variáveis de entrada foi adotada por motivos de organização e para evitar a confusão entre os conjuntos fuzzy.

a. Variável High: como já mencionado, o valor da variável High não pode assumir valor maior ou igual a 3, portanto o seu domínio é de [0 - 2]. Os conjuntos fuzzy referentes à variável High tem suas funções de pertinência do tipo triangular e podem ser representados por termos linguísticos como BaixoHigh , MedioHigh , AltoHigh , onde, BaixoHigh possui maior grau de pertinência quando o valor de entrada é 0, isso acontece para MedioHigh quando valor de entrada é 1 e para AltoHigh quando o valor de entrada for 2, Figura 23.7 ilustra bem essa modelagem.

Figura 23.7 – Conjuntos Fuzzy para a variável High

b. Variável Caution: A variável Caution segue a restrição aplicada no Algoritmo 1, não podendo assumir valor maior ou igual a 4, limitando assim o seu domínio para [0-3], as funções de pertinência referentes aos conjuntos BaixoCAUTION, MedioCAUTION, AltoCAUTION, são do tipo triangular, trapezoidal e triangular, respectivamente. O valor de entrada 0 representa no conjunto BaixoCAUTION o maior grau de pertinência, os valores 1 e 2 no conjunto MedioCAUTION e para o conjunto AltoCAUTION tem-se o valor 3 cujo grau de pertinência representa 100%. Os conjuntos fuzzy referente a esta variável podem ser vistos na Figura 23.8.

Figura 23.8 – Conjuntos Fuzzy para a variável Caution

c. Variável Low: Por fim, a última variável de entrada, possui domínio de [0-5], com seus conjuntos *fuzzy*, sendo $Baixo_{LOW}$, $Médio_{LOW}$, $Alto_{LOW}$, com todos possuindo funções de pertinência do tipo trapezoidal com os picos de pertinência de $Baixo_{LOW}$ sendo 0 ou 1, os de $Médio_{LOW}$ 2 ou 3, e do conjunto $Alto_{LOW}$ possui sendo 4 ou 5. A Figura 23.9 mostra os conjuntos para a variável *Low*.

Figura 23.9 - Conjuntos Fuzzy para a variável Low

As funções de pertinência foram construídas pelo método direto após conversa com médicos especialistas. Existem diversas funções de pertinência que podem ser utilizadas no estágio de fuzzificação. As funções aqui utilizadas foram implementadas através do software MATLAB, que não só fornece um ambiente para modelagem, mas também implementações para conexões dos resultados com banco de dados e linguagens de programação de alto nível. Os tipos trapezoidais e triangular foram escolhidos, pois apresentaram melhores resultados para a modelagem e também melhor representaram as funções de acordo com o contexto.

2. Definição da base de regras e estágio de inferências: com o intuito de gerar uma classificação para as entradas da Tabela 3, foi criada uma base de regra com a seguinte estrutura: Se <premissas> Então <consequente>, por questão de padronização uma regra possui o seguinte formato:

$$<(R_1, R_2, R_3, ..., R_n)> : \text{Se } <(H_1, H_2, H_3, ..., H_n)> <B,M,A> \text{ E/OU } (C_1, C_2, C_3, ..., C_n > <B, M, A> \text{ E/OU } (L_1, L_2, L_3, ..., L_n > <B, M, A> \text{Então } <CL_1, CL_2, CL_3,..., CL_n>$$

Sendo:

- R: $\{R_1, R_2, R_3, ..., R_n\}$ → Conjunto de regras;
- H: $\{H_1, H_2, H_3, ..., H_n\}$ → Conjunto de entradas da variável HIGH;
- C: $\{C_1, C_2, C_3, ..., C_n\}$ → Conjunto de entradas da variável CAUTION
- L: $\{L_1, L_2, L_3, ..., L_n\}$ → Conjunto de entradas da variável LOW
- P: {B, M, A, B-M, M-A} → Parametrização da situação do descritor (Baixo, Médio, Alto, Baixo-Médio, Médio-Alto);
- CL: $\{CL_1, CL_2, CL_3, ... CL_n\}$ → Conjunto de possibilidades de classificação.

Para o módulo fuzzy conseguir classificar as novas entradas descobertas pelo Algoritmo 1 foi necessário criar mais dois conjuntos fuzzy (Baixo-Médio, Médio-Alto), tais conjuntos representam os conjuntos de saída das seguintes regras:

- Regra 1: se HIGH baixo e CAUTION alto e LOW alto então Baixo-Médio;
- Regra 2: se HIGH médio e CAUTION médio e LOW alto então Baixo-Médio;
- Regra 3: se HIGH médio e CAUTION alto e LOW alto então Baixo-Médio;
- Regra 4: se HIGH alto e CAUTION médio e LOW alto então Médio-Alto;
- Regra 5: se HIGH alto e CAUTION alto e LOW médio então Médio-Alto;

Vale ressaltar que as regras definidas não abrangem todas as possíveis combinações, pois isso iria contra o princípio que é mostrado inicialmente neste tópico, de que o somatório dos valores das variáveis de entrada deve ser unicamente 8. Também é importante ressaltar que o tipo de modelo utilizado para a criação da base de regras e inferências foi Mamdani, na qual a saída resulta em conjuntos fuzzy.

3.Estágio de Defuzzificação: o método de Defuzzificação utilizado foi o centroide por apresentar melhores resultados e o domínio [0-1], a Figura 10 mostra os conjuntos de saída. A presença dos conjuntos Low, Caution e High é apenas para ilustrar onde as funções Baixo-Médio e Médio-Alto estão situadas, o sistema foi implementado de forma que o módulo fuzzy só é ativado quando o agente percebe entradas de dados que o método de classificação do SRS não suporta.

Figura 23.10 - Conjuntos resultantes após inferências

Por fim, as tabelas 11, 12 e 13 mostram, respectivamente, os valores possíveis para cada variável de entrada; as novas entradas com seus valores de classificação; e as novas entradas em uma perspectiva na forma de variáveis linguísticas.

	HIGH	CAUTION	LOW
BAIXO	0	0	0 ou 1
MÉDIO	1	1 ou 2	2 ou 3
ALTO	2	3	4 ou 5

Figura 11 – Tabela de valores das variáveis de entrada

Figura 23.12 – Classificação das novas entradas

HIGH	CAUTION	LOW	CLASSIFICAÇÃO
0	3	5	Baixo-Médio
1	2	5	Baixo-Médio
1	3	4	Baixo-Médio
2	1	5	Médio-Alto
2	2	4	Médio-Alto
2	3	3	Médio-Alto

Com o objetivo de monitorar o desempenho do paciente com relação às respostas vindas do SoStroke Mobile, o SoStroke possui também outro agente inteligente de software, ele tem a função de atualizar as informações dos pacientes para o médico e calcular o Aproveitamento Geral (AG).

O AG é uma métrica criada para medir o desempenho do paciente com relação aos cuidados para o médico, é uma fórmula desenvolvida para formalizar através de números a maneira com que o paciente interage com o software. O AG baseia-se em outros dois cálculos o Aproveitamento da Conduta (ACO) e o Aproveitamento na Categoria (AC).

Figura 23.13 – Novas entradas representadas por seus conjuntos fuzzy

HIGH	CAUTION	LOW	CLASSIFICAÇÃO
BAIXO	ALTO	ALTO	Baixo-Médio
MÉDIO	MÉDIO	ALTO	Baixo-Médio
MÉDIO	ALTO	ALTO	Baixo-Médio
ALTO	MÉDIO	ALTO	Médio-Alto
ALTO	MÉDIO	ALTO	Médio-Alto
ALTO	ALTO	MÉDIO	Médio-Alto

Com o objetivo de monitorar o desempenho do paciente com relação às respostas vindas do SoStroke Mobile, o SoStroke possui também outro agente inteligente de software, ele tem a função de atualizar as informações dos pacientes para o médico e calcular o Aproveitamento Geral (AG).

O AG é uma métrica criada para medir o desempenho do paciente com relação aos cuidados para o médico, é uma fórmula desenvolvida para formalizar através de números a maneira com que o paciente interage com o software. O AG baseia-se em outros dois cálculos o Aproveitamento da Conduta (ACO) e o Aproveitamento na Categoria (AC).

Uma conduta é representada no SoStroke como sendo um cuidado que será exibido baseado em determinado contexto em forma de notificação no SoStroke Mobile, cada conduta pode estar associada unicamente a um dos 8 fatores de risco do SRS (categoria) e pode assumir respostas positivas ou negativas, dependo da resposta do paciente. Além disso, ao criar uma conduta no SoStroke Web, o médico pode adicionar pesos em forma de prioridades, caso ache determinada conduta mais importante que outra, tais pesos vão de 1 a 5.

Com base nessas informações, define-se como ACO a porcentagem do número de respostas positivas com relação ao número total de notificações de determinada conduta enviada ao usuário. Por exemplo, podemos

abstrair a estrutura de um cuidado, um contexto e uma conduta como sendo estruturas com atributos acoplados como ilustra a Figura 23.14. Além disso, vale ressaltar que uma conduta pode gerar várias notificações no celular do paciente.

Figura 23.14 - Representação das estruturas cuidado, contexto e conduta

Dada uma conduta X o SoStroke Mobile exibirá o X. cuidado.texto toda vez que o Contexto acontecer, essas ações nada mais são que notificações no dispositivo do paciente, baseado nisso pode-se chamar de Aproveitamento da Conduta X o número de respostas positivas(K_x) das notificações da conduta X, multiplicado por 100 e dividido pelo total de notificações exibidas (T_x) da conduta X . Tal equação pode ser vista a seguir:

$$ACO_x = \frac{K_x.100}{T_x}$$

Sabendo que cada conduta pertence somente a uma categoria (fator de risco), e que o ACO representa o aproveitamento do paciente com relação a uma conduta. O aproveitamento do paciente com relação a uma categoria, pode ser expressado pela média ponderada dos ACO's da categoria pelos seus valores de prioridades correspondentes. A equação a seguir mostra o cálculo do aproveitamento de uma conduta x expressado pela variável AC_X :

$$AC_x = \frac{\sum_{i=1}^{n} AC_i.Fr_i}{\sum_{i=1}^{n} Fr_i}$$

Sendo: n o número de condutas da categoria; ACO_i aproveitamento da conduta i; P_i valor prioridade da conduta i.

Sabendo-se que toda categoria x pode ter um AC^x calculado e que uma categoria representa um fator de risco. O aproveitamento geral pode ser calculado como a média ponderada entre o aproveitamento das categorias do paciente e a pontuação dele com relação a essa categoria. A expressão a seguir mostra o cálculo matemático do AG:

$$AG = \frac{\sum_{i=1}^{n} ACO_i.P_i}{\sum_{i=1}^{n} P_i}$$

Sendo, n: o número de categorias com condutas cadastradas; FRi: o valor da pontuação do paciente na categoria, podendo ser 1, 2 ou 3 referentes à classificação baixo, médio ou alto, respectivamente; ACi: aproveitamento da categoria i.

Com os conceitos de Aproveitamento da Conduta ACO, Aproveitamento da Categoria AC e Aproveitamento Geral AG expostos, fica mais fácil compreender o trabalho do Agente de Acompanhamento (AA). Não menos importante que o agente classificador o AA, tem a função de fiscalizar os pacientes a todo momento, realizando o papel de monitor, tentando capturar toda e qualquer alteração nas respostas do usuário, com intuito de atualizar em tempo real os relatórios estatísticos do médico.

Além de monitorar os pacientes, o AA se preocupa com a disponibilização da informação ao médico, prezando em exibi-las ao médico da forma mais organizada e natural possível. O AA reage a estímulos de pacientes, enquanto respondem a uma notificação no sistema móvel. A Figura 23.16 mostra o posicionamento do agente perante o SoStroke móvel, o médico e paciente, já a Figura 23.15 apresenta o modelo de papéis do agente.

Figura 23.15 – Posicionamento do Agente Acompanhamento com os atores do sistema

Figura 23.16 – Modelo de papéis do Agente Acompanhamento

Tanto o Agente Classificador como o Agente Acompanhamento possuem grande importância para o SoStroke, pois ambos trabalham em conjunto de forma organizada para auxiliar o médico em tarefas de tomada de decisão e monitoramento. Os resultados fornecidos por cada agente são exibidos de forma clara e objetiva ao médico na forma de elementos HTML no front-end do sistema.

Após classificação feita pelo agente, seus dados são processados até chegarem ao médico em forma de sugestão, ficando a critério do médico aceitar ou não. Além disso, quando a classificação, por exemplo, é incerta, ou seja, foi resultado do módulo fuzzy, o sistema permite ao médico escolher uma classificação mais específica.

23.2.2 SoStroke Mobile

Não há como negar a onipresença dos smartphones na sociedade. A chegada desses dispositivos revolucionou a computação móvel. No século passado com o acesso à internet limitado, e computadores de tamanhos exorbitantes, o acesso das pessoas à informática era muito restrito. Hoje é possível levar no bolso computadores 10 vezes mais robustos que os de antigamente e 100 vezes menores com preços muito mais acessíveis.

Com a popularização dos smartphones, as pessoas podem agora ter em suas mãos muito mais que um dispositivo de acesso à internet, mas também, diversos sensores integrados, sistemas operacionais complexos, capacidade de conexão a periféricos, dentre outras características. Segundo IBGE, o Brasil fechou 2016 com 116 milhões de pessoas conectadas à internet, o equivalente a 64,7% da população. O celular é o principal aparelho de acesso à internet no Brasil. Cerca de 77,1% da população com 10 anos ou mais, tem um aparelho de celular próprio, sendo que a finalidade da maioria é para troca de mensagens de texto, voz ou imagens através de aplicativos de bate-papo (GOMES, 2018).

O Android é um dos sistemas operacionais mais utilizados nos smartphones em todo o mundo, baseia-se no kernel do Linux, é mantido pela Open Handset Alliance, grupo de mais de 40 empresas às quais a Google está à frente. O Android é uma plataforma de código aberto, possui diversas Application Programming Interface (API) disponível para desenvolvedores, fornece formas de desenvolvimento através de diversas Integrated Development Environment (IDE) e linguagens de programação de alto nível. Com base nessas informações o sistema operacional Android juntamente com os smartphones, mostraram-se ser um ambiente ideal para o SoStroke Mobile (SM).

O SM, objeto tecnológico desenvolvido neste trabalho e ilustrado na Figura 23.17, tem como principal característica ser um componente móvel do SoStroke Web (SW). O SM tira proveito da popularidade e mobilidade dos dispositivos móveis como smartphones ou tablets, para favorecer diretamente o estilo de vida e cotidiano das pessoas, fornecendo dicas e orientações clínicas sobre cuidados preventivos ao AVC.

O SM se comunica com o SW através da internet, essa conexão é utilizada para a transferência de dados em duas vias, ou seja, o SM tanto recebe dados do SW como também fornece, o SM exibe um conjunto de dicas e/ou perguntas, geradas pelo SW, tais dicas são exibidas, conforme determinado contexto, para fazer essa tarefa foi implementado um agente inteligente.

Figura 23.17 – Tela do login do SoStroke Móvel

23.2.2.1 Especificação da Sensibilidade ao Contexto

O agente inteligente no SM (Agente Emissor) tem a função de interpretar, tratar e exibir em forma de notificação as condutas criadas pelo médico no SW. Baseado em contextos temporais e espaciais, o agente realiza essas ações fundamentado na computação sensível ao contexto (Context-Aware). A Figura 23.18 ilustra a atuação do agente no SM.

Figura 23.18 – Interação do agente com os componentes do smartphones

A forma de exibir os cuidados é adaptável à rotina diária do usuário, como exemplo de contextos tem-se: hora de dormir; hora de trabalhar; local onde mora. O SM foi desenvolvido para ser sensível ao contexto e utiliza os contextos semânticos Quem, Onde e Quando. A utilização das semânticas, possibilita a percepção das atividades do usuário, sua localização, momento e data. O conhecimento dessas informações fornece a possibilidade de personalização das notificações na emissão dos cuidados.

Baseado na estrutura modelada para representar condutas, cuidados e contextos, mostrados na Figura 23.14, o Algoritmo 2 mostra o funcionamento do agente responsável por interpretar uma conduta (criada por um médico através do SW) e exibir uma notificação no smartphone do paciente.

Algoritmo 2 – Funcionamento do agente emissor sensível ao contexto

Algoritmo 2 Funcionamento do agente sensível ao contexto

```
1:  função AGENTESENSIVELAOCONTEXTO(Conduta)
2:      localizacaoDoUsuario ← posicaoGPS
3:      horaAtual ← horarioSistema
4:      se exigeLocalizacao(Conduta) então
5:          se localizacaoDoUsuario = Conduta.contexto.localizacao e horaAtual =
    Conduta.contexto.hora então
6:              exibirNotificacao(Conduta.cuidado)
7:          fim se
8:      senão
9:          se horaAtual = Conduta.contexto.hora então
10:             exibirNotificacao(Conduta.cuidado)
11:         fim se
12:     fim se
13: fim função
```

O algoritmo é suportado por duas funções para realizar essa tarefa. A função exigeLocalização foi criada, caso o médico deseje aumentar a precisão de exibição, solicitando a localização do paciente para mostrar a notificação. A função exigeLocalização retorna "true", caso o médico tenha solicitado localização ou retorna "falso", caso contrário.

A função exibirNotificação recebe como parâmetro a estrutura de um cuidado e tem o papel de transformar esses dados em uma notificação compreensível para o usuário, a Figura 23.19 ilustra um exemplo de uma notificação em suas formas abertas e fechadas, respectivamente.

Figura 23.19 – Exemplo de notificação ao paciente

23.3. Análise do Sistema: Estudo de caso com médicos

Esta seção destina-se à apresentação do estudo de caso realizado com médicos. Aqui expõe-se o cenário da pesquisa juntamente com a interpretação dos dados coletados. Aqui também é apresentado o comportamento do sistema enquanto utilizado na prática com profissionais reais, além de teste de desempenho e usabilidade.

Para testar e observar como o sistema se comporta em um ambiente de trabalho simulado, foi realizado um estudo de caso com médicos. Para a sua realização foi escolhido um conjunto de médicos com especialidades diversas, neurologia, cardiologia, endocrinologia, como também clínicos gerais. Ao todo foram contatados sete médicos, cinco se disponibilizaram e três concluíram a avaliação do sistema até o momento da escrita deste documento. Apesar do sistema ser voltado ao uso de clínicos gerais, durante consultas de rotina, a escolha de profissionais especializados se deu devido aos fatores de risco do AVC englobarem diversos campos do organismo humano. Portanto, a opinião do especialista sobre o software com relação a sua área tem grande importância e impacto para a avaliação do sistema como um todo.

Para todos os médicos foi estabelecido um protocolo de uso do software, baseado nas principais funcionalidades oferecidas pelo sistema. O protocolo de uso, ilustrado em forma de fluxograma na Figura 23.20, visou motivar os profissionais a utilizarem o sistema de maneira semelhante ao uso convencional durante uma consulta com pacientes, abordando todo o ciclo da consulta, desde a avaliação do paciente até o acompanhamento. Em média cada médico passou aproximadamente uma semana utilizando o sistema.

Durante o período do estudo de caso, pacientes foram simulados para responder as notificações geradas pelos médicos, com ações diversas como: responder notificação positivamente, responder notificação negativamente e ignorar notificação. Além disso, foi levado em consideração o perfil dos pacientes inseridos pelos médicos e a maioria teve classificação "Alto Risco" com idade acima de 50 anos e a forma como os cuidados foram respondidos, tentando, assim, se aproximar ao máximo de um paciente real.

Figura 23.20 – Sequência de uso de tarefas do sistema

Após o período de experiência com o sistema, os médicos foram submetidos ao questionário SUS com o propósito de avaliação da usabilidade baseado nas métricas de satisfação, eficiência e eficácia descritos anteriormente. O SUS foi escolhido como instrumento para Avaliação da Usabilidade deste estudo, por ser gratuito e possuir um pequeno número de questões, o que facilita a aderência à pesquisa. A Tabela 4 mostra o valor obtido da avaliação referente a cada médico.

Tabela 4 - Tabela representando as respostas dos médicos

Afirmações SUS/Médicos	Médico 1	Médico 2	Médico 3
1 - Usaria o sistema frequentemente	4	5	5
2 - Achei o sistema desnecessariamente complexo	2	2	1
3 - Achei que o sistema fosse fácil de usar	4	2	1
4 - Precisarie de apoio técnico para usar o sistema	1	2	1
5 - Achei as funções do sistema bem integradas	4	5	5
6 - Encontrei muitas inconsistências no sistema	1	1	1
7 - Considero o sistema de rápida aprendizagem	3	5	5
8 - Acho o sistema pesado para usar	2	2	1
9 - Considero o sistema confiável	3	2	5
10 - Tenho que aprender muita coisa pra usar o sistema	2	2	1

O SUS produz um único número representando uma medida composta da usabilidade geral do sistema em estudo. Para calcular a pontuação do SUS, primeiro deve-se somar as contribuições da pontuação de cada item. A contribuição da pontuação de cada item varia de 0 a 4. Para os itens 1,3,5,7 e 9, a contribuição da pontuação é a posição da escala menos 1. Para os itens 2,4,6,8 e 10, a contribuição é de 5 menos a nota do respondente. A pontuação final é a soma das contribuições multiplicado por 2,5. As pontuações do SUS têm um intervalo de 0 a 100.

A Tabela 5 mostra as 10 afirmações com suas contribuições correspondentes calculadas. Além disso, a última linha mostra a pontuação total de cada e a última coluna mostra a média das contribuições entre os médicos.

Tabela 5 – Tabela de contribuições de cada afirmação com as médias

Afirmações/Médicos	Médico 1	Médico 2	Médico 3	Média Aritmética
Afirmação 1	3	4	4	3,66
Afirmação 2	3	3	4	3,33
Afirmação 3	3	1	0	1,33
Afirmação 4	4	3	4	3,66
Afirmação 5	3	4	4	3,66
Afirmação 6	4	4	4	4
Afirmação 7	2	4	4	3,33
Afirmação 8	3	3	4	3,33
Afirmação 9	2	1	4	2,33
Afirmação 10	3	3	4	3,33
Pontuação	**75**	**75**	**90**	**80**

As respostas retornadas pelos médicos por meio do questionário de usabilidade, permitiu ter uma noção de avaliação do sistema com relação a critérios interessantes, e de importância para o usuário final. Além dos números mostrarem resultado satisfatório, a opinião dos médicos e a detecção de falhas, podem ser consideradas como as contribuições de maior valor desse estudo de caso.

Por fim, vale ressaltar que foi alcançado o objetivo central de ser um estudo qualitativo com médicos de diferentes especialidades. Com isso, os objetivos desse estudo de caso, foram focados em compreender e interpretar determinados comportamentos e principalmente a opinião e expectativas dos membros participantes. Desta forma, após aplicadas algumas sugestões aqui encontradas, sugere-se a realização de um novo estudo com amostragem superior, objetivando dados quantitativos. Ademais, os resultados aqui apresentados não podem ser generalizados, devido se tratar de um estudo de caso, aplicado a uma quantidade pequena de profissionais.

23.4. Considerações Finais

Este trabalho apresentou um sistema inteligente baseado em sensibilidade ao contexto e regras de inferência fuzzy para a orientação, classificação, monitoramento e avaliação dos fatores de risco do AVC em pacientes. Considerando os resultados, pôde-se analisar alguns aspectos relevantes do sistema desenvolvido, como: a) classificação dos pacientes baseado em fatores de risco; b) utilização de agentes inteligentes para avaliação do desempenho do paciente; c) utilização da sensibilidade ao contexto para emissão de cuidados; d) desenvolvimento e implementação de um software em plataforma móvel e web para o acoplamento de todas essas funcionalidades.

Como contribuição tecnológica aqui foi apresentado o SoStroke Mobile e SoStroke Web, ambos sistemas em funcionamento e on-line, atualmente instalados nas dependências da Universidade do Estado do Rio Grande do Norte (UERN), com todas as funcionalidades aqui apresentadas operantes.

Como contribuição científica e resultado da pesquisa, esse trabalho propôs uma abordagem capaz de transformar conhecimentos teóricos dos guidelines relativos à prevenção do AVC em ações concretas de impacto direto na vida de pacientes. O SoStroke representa a implementação em forma de software, de atitudes e guias lançados periodicamente por instituições referenciadas.

Além disso, o SoStroke tem a capacidade de aperfeiçoar a interação médico paciente, fornecendo ao médico um

maior controle sobre as atitudes diárias do paciente. Por meio dos relatórios emitidos relacionados aos cuidados passados ao paciente, o médico terá uma série de informações a mais que podem ajudá-lo na tomada de decisão e na detecção de outros problemas.

Ademais, este trabalho foi capaz de analisar e aprimorar um método preventivo de orientação e classificação dos fatores de risco do AVC (Stroke Risk ScoreCard), bastante utilizado e difundido mundialmente por diversas instituições renomeadas. Além de ter sido aperfeiçoado, o SRS foi implementado através de linguagens de programação de alto nível e técnicas de inteligência artificial, resultando em um processo de consulta totalmente apoiado por software e dispositivos móveis. Diante das contribuições expostas, o desenvolvimento deste trabalho pode ser considerado uma alternativa viável enquanto solução computacional, no que diz respeito à prevenção primária dos fatores de risco do AVC.

Referências

BRASIL, P. Notícia, Acidente vascular cerebral (AVC). 2014. Disponível em: http://www.brasil.gov.br/saude/2012/04/acidente-vascular-cerebral-avc.

FEIGIN, V. L.; NORRVING, B. A New Paradigm for Primary Prevention Strategy in People with Elevated Risk of Stroke. International Journal of Stroke, v. 9, n. 5, p. 624–626, jul. 2014.

GOMES, H. S. Jornalismo, Brasil tem 116 milhões de pessoas conectadas à internet, diz IBGE. 2018. Disponível em: <https://g1.globo.com/economia/tecnologia/noticia/ brasil-tem-116-milhoes-de-pessoas--conectadas-a-internet-diz-ibge.ghtml>.

GUIMARÃES, H. P.; ASSUMPÇÃO, M. S. C. d.; CARVALHO, F. B. d.; JAPIASSÚ, A. M.;VERAS, K. N.; NÁCUL, F. E.; REIS, H. J. L.; AZEVEDO, R. P. d. Manual de Medicina Intensiva. Edição: 1. [S.l.]: Editora Atheneu, 2014.

II, M. J. de O. M. MAS-COMMONKADS+: UMA EXTENS AO A METODOLOGIA MAS-COMMONKADS PARA SUPORTE AO PROJETO DETALHADO DE SISTEMAS MULTIAGENTES RACIONAIS. Dissertação (Mestrado) — Universidade Estadual do Ceará, Fortaleza, 2010.

MESCHIA, J. F. et al. Guidelines for the Primary Prevention of Stroke: A Statement for Healthcare Professionals From the American Heart Association/ American Stroke Association. Stroke, v. 45, n. 12, p. 3754–3832, 1 dez. 2014.

OBAIDAT, M. S.; DENKO, M.; WOUNGANG, I. Pervasive computing and networking. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2011.

PANDIAN, J. D. et al. Prevention of stroke: a global perspective. The Lancet, v. 392, n. 10154, p. 1269–1278, 6 out. 2018.

VOSS, G. B.; NUNES, F. B.; HERPICH, F.; MEDINA, R. D. Ambientes virtuais de aprendizagem e ambientes imersivos: um estudo de caso utilizando tecnologias de computação móvel e web viewers. Tecnologias, Sociedade e Conhecimento, v. 2, n.1, p. 24–42, 2015.

WEISER, M. The Computer for the 21st Century. SIGMOBILE Mob. Comput. Commun. Rev., v. 3, n. 3, p. 3–11, jul. 1999. ISSN 1559-1662. Disponível em: <http://doi.acm.org/10.1145/329124.329126>.

WHO. telemedicine: opportunities and developments in member states: report on the second global survey on ehealth. 2010. Acesso em: 13 fev. 2017. Disponível em:<http://goo.gl/KlQTRI>.

24. PRENEONATAL+: A UTILIZAÇÃO DA TELEMEDICINA ATRAVÉS DO SISTEMA PARA RASTREAMENTO, TRATAMENTO E MONITORAMENTO DO DIABETES GESTACIONAL

Adriano Gomes da Silva, Cicília Raquel Maia Leite e Pedro Fernandes Ribeiro Neto

Departamento de Informática da Faculdade de Ciências Exatas e Naturais da Universidade do Estado do Rio Grande do Norte (DI/FANAT/UERN) e Programa de Pós-Graduação em Ciência da Computação (UERN/UFERSA).

Abstract

There is a great need to seek for better knowledge on healthcare and initiative that aim at applying a competitive, social and economical model to use this knowledge. In order to confront challenges, health professionals need to be agents of transformation, abdicating their outdated informative and unilateral strategies of communication and adopting a technique that brings together communication and sensibility to share a new way to promote health with the other agents. The focus of this study is to assist the specialist and the Gestational Diabetes Mellitus patient. Such disease presents some difficulties since the screening up to its treatment, for example, to keep glycemic control to acceptable rates and an adequate diet. In addition, in case it is not well-managed, having the assistance of a professional to guide through the disease process and its best treatment options, it can result in several complications throughout the pregnancy and even after that. Therefore, this chapter presents a review on the screening, treatment and monitoring of gestational diabetes, assessing the epidemiological aspects of this morbidity and the influence of the different diagnostic criteria adopted in the clinical course of gestational diabetes. Furthermore, it is conducted a scientific literature review on the treatment of DM, its prevalence and the adverse perinatal outcomes, as well as the use of telemedicine as a support tool on the screening, treatment and follow-up of gestational diabetes.

Resumo

Existe uma ampla necessidade na busca por melhores conhecimentos na área da saúde, e mais ainda, iniciativas que visem aplicar um modelo econômico, social e competitivo do uso desses conhecimentos. Para confrontar desafios, os profissionais da saúde precisam ser agentes de transformação, abdicando das envelhecidas estratégias de comunicações informativas e unilineares. E adotando uma técnica que agrupe a comunicação e a sensibilidade ao partilhar um novo modo de promover a saúde com os demais agentes. O foco desta pesquisa é auxiliar o especialista e o paciente com Diabetes Mellitus Gestacional, doença que apresenta algumas dificuldades desde o rastreamento até o seu tratamento, como, por exemplo, manter controle glicêmico em taxas aceitáveis e uma alimentação adequada. Além disso, se ela não for bem administrada, tendo um auxílio de um profissional que faça o acompanhamento da doença e busque melhores opções de tratamento, pode resultar em diversas complicações durante a gestação e mesmo após ela. Portanto, este capítulo apresenta uma revisão sobre rastreamento, tratamento e monitoramento da diabetes gestacional, avaliando aspectos epidemiológicos dessa morbidade e a influência dos diferentes critérios de diagnósticos adotados no curso clínico do diabetes gestacional. Além disso, é realizada uma análise da literatura científica acerca do tratamento do DG, da sua prevalência e os efeitos adversos perinatais, bem como a utilização da telemedicina enquanto ferramenta de apoio no rastreamento, tratamento e acompanhamento do diabetes gestacional.

Keywords: diabetes gestacional, mHealth, diagnóstico.

24.1. Introdução

Durante muito tempo, o Diabetes Gestacional [DG] foi definido como uma hiperglicemia capilar, descoberta durante a gravidez. Entretanto, com a epidemia atual de obesidade e Diabetes Mellitus [DM] em nível mundial, o número de mulheres jovens em idade fértil com DM tipo 2 não diagnosticadas aumentou, propiciando a redefinição do conceito tradicional de DG HOD et al., (2015). A definição precisa que constitui o DG e requer intervenção para redução de risco, vem sendo pesquisada, gerando incertezas na prática clínica e dificultando a área de pesquisa nas últimas décadas. A maior razão para o grande clamor diagnóstico é a diversidade de critérios utilizados, envolvendo diferenças nos exames e nos pontos de cortes empregados HUNT; SCHULLER, (2007). Ao longo das últimas cinco décadas, diferentes critérios foram propostos para o diagnóstico do DG. Todavia, o critério mais utilizado é o proposto pela Organização Mundial de Saúde WHO, (1999).

De acordo com T. COUTINHO C. M., (2010), em 2010, a International Association of Diabetes and Pregnancy Study Groups (IADPSG) propôs um novo critério diagnóstico para o DG, baseado nos resultados do estudo Hyperglycemia and Adverse Pregnancy Outcome HAPO, (2008). Nos últimos três anos o critério da IADPSG vem ganhando importância e tem se tornado o consenso, sendo adotado por diversas organizações, incluindo a American Diabetes Association (ADA). De acordo com a Sociedade Brasileira de Diabetes SBD, (2017), o critério proposto pela IADPSG abrange alterações glicêmicas bem mais discretas para a glicemia em jejum e permite o diagnóstico com apenas um valor alterado entre três testados [jejum, 1h e 2h após sobrecarga glicêmica]. Por consequência, classifica como diabetes gestacional um maior número de gestantes do que o critério da OMS de 1999 Duran et al., (2014).

O Diabetes Gestacional é um estado hiperglicêmico ou um grupo heterogêneo de distúrbios metabólicos apresentando em comum a hiperglicemia, que resulta de defeitos na ação da insulina, na secreção de insulina ou em ambas detectados na gestação MALTA et al., (2015) e que se associa à ocorrência de eventos adversos perinatais SBD, (2017). Distúrbios estes que ocorrendo durante a gestação, trazem enormes riscos tanto para a mãe quanto para o neonato, sendo este, geralmente diagnosticado no segundo ou terceiro trimestre da gestação e mesmo apresentando graus discretos de hiperglicemia conferem aumento de risco.

Considerado uma das causas de maior impacto da mortalidade materno – infantil nos últimos anos, o DG pode ser temporário ou continuar após o parto, caracterizando-se como importante fator de risco independente para desenvolvimento futuro de DM tipo 2. Sua prevalência altera de 1 a 14% a depender da população estudada e do critério diagnóstico adotado [SBD, 2017]. Estima-se que essa doença se torne um dado epidêmico e que atinja boa parte da população de países pouco desenvolvidos, consequentemente, aumentará quase o dobro, a incidência de pacientes diabéticos no mundo. Tornando-a um grande desafio para a melhoria do prognóstico gestacional, pois tem como risco a permanência do diabetes mellitus tipo 2 T. COUTINHO C. M., (2010). Sabe-se que, nas mulheres, o principal fator de risco para o desenvolvimento de diabetes do tipo 2 e da síndrome metabólica é o antecedente obstétrico do DG.

Nesse contexto, a hiperglicemia durante o ciclo gravídico-puerperal constitui um relevante problema da atualidade, não só pelo risco de piores desfechos perinatais e de desenvolvimento de doenças futuras, como também pelo aumento de sua prevalência, em decorrência da epidemia de obesidade que tem sido observada em vários países, SBD (2017). Segundo Say et al. (2014), cerca de 800 mulheres morrem por dia de complicações com a gravidez ou relacionadas com o parto em todo o mundo. Segundo dados revelados pela OMS WHO UNICEF; DIVISION, (2014), em 2013, 289 mil mulheres morreram devido às complicações pertinentes à gravidez e ao parto. Em 1990, foram 523 mil mortes. No entanto, a mortalidade materna registra redução de 45% desde 1990.

Em outro estudo publicado na revista The Lancet Global Health4 a OMS WHO UNICEF; DIVISION, (2015) revela que uma em cada quatro mortes se deve a complicações previamente existentes, como diabetes, HIV, malária ou obesidade, cujos impactos são agravados pela gravidez. Outro quarto das mortes deve-se à hemorragia severa, hipertensão induzida pela gravidez [14%], infecções [11%], obstruções e outras complicações no parto [9%], complicações relacionadas com o aborto [8%] e coágulos sanguíneos [3%] são as outras causas identificadas. Quase todas estas mortes ocorreram em locais com poucas soluções e que na maioria das vezes poderiam ter sido evitadas. Uma das amplas causas das mortes maternais são as complicações durante e após a gravidez. O DG se enquadra em uma dessas causas, definindo-se como um subtipo de intolerância aos hidratos de carbono diagnosticada ou detectada pela primeira vez no decurso da gravidez estando sujeito aos critérios de análises empregados e da população Hapo, (2008).

No Brasil, cerca de 7% das gestações sofrem complicações provocadas pela hiperglicemia gestacional Schmidt et al., (2001). Desta forma, os riscos de ocorrências de problemas maternos, fetais e neonatais aumentam de forma sucessiva com o aumento da glicemia materna. Os problemas mais comumente relacionados ao DG são a pré-eclâmpsia, o nascimento prematuro, as complicações na cesariana, a hipoglicemia, problemas de distócia de ombro e até mesmo a morte perinatal. Diante disso, diversas estratégias de rastreamento para o diabetes gestacional vêm sendo propostas e utilizadas para prevenir eventos adversos perinatais associados à intolerância à glicose na gestação Farrar, (2016).

Usualmente, o diagnóstico do diabetes gestacional é efetivado por busca ativa, com testes provocativos que utilizam sobrecarga de glicose, a partir do segundo trimestre da gestação. Mas ultimamente, tem-se recomendado a seleção precoce de gestantes de alto risco na primeira consulta pré-natal, o que permite identificar eventos de diabetes preexistente e que não devem, portanto, ser rotulados como diabetes gestacional. Tendo como objetivo determinar o ponto de corte que conferia risco aumentado de desfechos indesejados maternos, fetais e neonatais, o estudo Hapo, (2008), incluiu cerca de 25 mil mulheres de nove países no terceiro trimestre de gestação, submetidas a teste oral de tolerância à glicose (TOTG). Esse estudo, comprovou que existe um progressivo e contínuo aumento do risco de complicações materno-fetais, conforme se elevam os níveis de glicemia materna, tanto em jejum quanto na pós-sobrecarga, e, ainda assim, eventos desfavoráveis ocorrem, inclusive, com glicemias consideradas normais. O referido estudo demonstrou ainda não haver um ponto de corte exclusivo acima do qual o risco de finais adversos estaria mais elevado. O estudo verificou aumento de risco de parto cesáreo, recém-nascido com peso acima do Reconhecimento de Padrões Eletroencefalográficos usando Classificadores Estatísticos 90 e hipoglicemia neonatal, dentre outras complicações, em decorrência do aumento dos níveis glicêmicos.

Em outro estudo abordado por Duran et al., (2014), que acompanhou 1.750 gestantes na Espanha e comparou a prevalência de DG com base nos atuais critérios diagnósticos propostos pela IADPSG. Observou que a prevalência da diabetes gestacional foi 3,5 vezes maior, conforme os novos critérios (35,5% versus 10,6%), tendo sido confirmados melhores desfechos gestacionais e neonatais, uma vez que essas mulheres foram submetidas a tratamento antidiabético em níveis mais baixos de glicemia. Houve também, uma redução dos casos de hipertensão gestacional de 14,6%, prematuridade de 10,9%, parto cesáreo de 23,9%, recém-nascidos pequenos para a idade gestacional de 6,5% e internações em Unidade de Terapia Intensiva (UTI) de 24,4%, bem como 9% de redução em Apgar < 7 no primeiro minuto de vida.

Segundo a SBD (2017), medidas de prevenção e um melhor acompanhamento podem reduzir significativamente as consequências ou sequelas ocasionadas pelo diabetes nas gestantes, identificando os fatores de risco para o desenvolvimento da doença, reconhecendo casos não diagnosticados e tratando as portadoras da doença para evitar ou retardar as complicações agudas e crônicas. O tratamento do DG tem como objetivo níveis adequados de glicose sanguínea, evitando hiperglicemias e hipoglicemias, mas para alcançar isso é necessário, além da mudança no estilo de vida, um tratamento farmacológico com acompanhamento do especialista durante e após o período gestacional. Incluso nesse fato, vários estudos alusivos ao uso das tecnologias para auxiliar os porta-

dores dessas doenças vêm sendo realizados. Dentro desse contexto, surgiram diversas Tecnologias da Informação e Comunicação (TIC) para fornecer cuidados clínicos aos pacientes. Inserido nas TIC, existe o conceito de Saúde 2.0, que faz uso de ferramentas da Web 2.0 e que, segundo Belt et al., (2010), pode ser definida como a capacidade do indivíduo de ser responsável e ativo pela sua própria saúde, bem como os cuidados relativos a ela. Além disso, estas ferramentas utilizadas em conjunto com os dispositivos móveis, são capazes de adequar-se às características particulares dos usuários, fornecendo conteúdo de acordo com as suas necessidades de saúde. Essa definição de saúde 2.0, vem sendo reforçada pelo conceito de "Saúde 4.0" o qual permite destacar a importância da integração da Tecnologia de Informação (TI) com a indústria e o setor de serviços (atendimento online e logística) no setor de saúde.

24.2. Diabetes Gestacional

No ano de 2013 a Organização Mundial de Saúde Who (2016) passou a analisar e a conceituar o diabetes gestacional como um subtipo de hiperglicemia detectada pela primeira vez na gravidez em andamento. Por muitas vezes ela difere do diabetes na gravidez por apresentar valores glicêmicos intermédios entre os níveis que considera normais na gravidez e os valores que extrapolam os limites dos diagnósticos para a população não grávida.

Essa distinção da hiperglicemia detectada durante o período gestacional em Diabetes Mellitus e em Diabetes Gestacional reforça a importância do subtipo menos frequente, porém mais grave, o Diabetes na Gravidez que, apesar de ser igualmente diagnosticada na gravidez em curso, pode refletir a existência de um diabetes não diagnosticado antes desta, provocando assim um rastreio mais assertivo de malformações fetais, de complicações microvasculares do diabetes, de maior necessidade de vigilância e terapêutica farmacológica durante a gravidez e eventual dispensa da reclassificação pós-parto com uma POTG (Prova Oral de Tolerância à Glicose), conforme a Tabela 1.

Tabela 1 – Diagnóstico da Hiperglicemia na Gravidez e seus subtipos baseado na PTOG [24 – 28 semanas]

Hiperglicemia na Gravidez			
Hora	**Normal**	**Diabetes Gestacional**	**Diabetes na Gravidez**
		Glicemia Plasmática mg/dl (mmol/l)	
0	<92 (5,1)	92 - 125 (5,1 - 6,9)	≥ 180 (10,0)
1	<180 (10,0)	≥180 (10,0)	-
2	<153 (,8,5)	153 - 199 (8,3 - 10,9)	≥ 200 (11,0)

Diante disso, observa-se que o Diabetes Gestacional é uma morbidade importante por suas complicações relevantes para gestantes e conceptos. Trujillo et al. (2014) relatam que a prevalência de DG no Sistema Único de Saúde (SUS) do Brasil é de 7,6%, sendo que 94% dos casos apresentam intolerância diminuída à glicose e, apenas 6% deles, atingem os critérios diagnósticos para o diabetes não gestacional. De acordo com Biri et al., (2009), essa definição facilita as estratégias de detecção e classificação do diabetes, mas suas limitações são amplamente reconhecidas. Como forma de adaptação do organismo, todas as gestantes desenvolvem resistência insulínica em algum grau. Essa adaptação é indispensável para prover as necessidades de desenvolvimento do feto, bem como, para dispor o organismo materno para o parto e lactação Barbour et al., (2007). Este procedimento fisiológico acontece provavelmente em resposta a produtos placentários, como fator de necrose tumoral alfa e hormônio de crescimento humano placentário Ky, (2007).

A Organização Pan-Americana da Saúde (OPAS) Paho, (2017) em seu relatório sobre o rastreamento e diagnóstico de diabetes gestacional no Brasil, afirma que em situações de viabilidade financeira e disponibilidade técnica total, todas as mulheres devem realizar a glicemia de jejum (até 20 semanas de idade gestacional) para diagnóstico de DG e de DM diagnosticado na gestação. Todas as gestantes com glicemia de jejum inferior a 92 mg/dL devem realizar o TOTG com 75g de glicose de 24 a 28 semanas. Se o início do pré-natal for tardio (após 20 semanas de idade gestacional) deve-se realizar o TOTG com a maior brevidade possível. Estima-se que assim sejam detectados 100% dos casos, conforme a Figura 24.1.

Figura 24.1: Diagnóstico de DG em situação de viabilidade financeira e disponibilidade técnica total

Fonte: SBD, (2017

De acordo com Wendland et al. (2012), os critérios diagnósticos para o DG são fundamentados em suas características prognósticas, visando qualificar gestantes em maior risco para desenvolver episódios adversos perinatais. Em geral, avaliaram a capacidade prognóstica dos critérios da OMS e do IADPSG em predizer eventos clínicos e observaram que em ambos os critérios identificam mulheres em risco 25 a 75% maior de apresentarem eventos adversos perinatais, conforme a Tabela 2.

Tabela 2 – Aumento no risco de eventos adversos materno-fetais de acordo com diferentes critérios diagnósticos para diabetes mellitus gestacional

	Gestantes com DG de acordo com o critério da OMS	Gestantes com DG de acordo com o critério do IADPSG
Nascidos GIG	51% [IC 95%: 39% a 69%]	73% [IC 95%: 28% a 135%]
Pré-eclâmpsia	69% [IC 95%: 31% a 118%]	71% [IC 95%: 38% a 113%]
Parto cesáreo	37% [IC 95%: 24% a 51%]	23% [IC 95%: 1% a 51%]

Conforme afirma Falavigna et al. (2013), o tratamento do DG incide em cuidados pré-natais ativos, dieta, atividade física, monitorização glicêmica e uso de antidiabéticos quando necessário, em geral de insulina. O tratamento para a DG é eficaz em reduzir eventos adversos importantes pertinentes à gestação. A diminuição absoluta de eventos é clinicamente importante para desfechos como pré-eclâmpsia e macrossomia.

24.3. Fisiopatologia

Como forma de adaptação do organismo, todas as gestantes desenvolvem resistência insulínica em algum grau. Essa adaptação é indispensável para prover as necessidades de desenvolvimento do feto, bem como, para dispor o organismo materno para o parto e lactação, conforme afirmam Barbour et al. (2007).

Este procedimento fisiológico acontece provavelmente em resposta a produtos placentários, como fator de necrose tumoral alfa e hormônio de crescimento humano placentário explica Ky (2007). De acordo com Evensen (2012), a resistência insulínica pode progredir paro DG devido a distúrbios funcionais [genéticos ou autoimunes] das células beta-pancreáticas e/ou devido à piora da resistência insulínica crônica. O mesmo autor ainda afirma que a resistência insulínica é mais acentuada no terceiro trimestre gestacional, e assim como no diabetes mellitus tipo 2, sua origem é considerada multifatorial e poli genética, com diferentes variantes genéticas interagindo com fatores ambientais para desencadear a doença.

24.4. Prevalência

De acordo com Donazar-Ezcurra, Burgo e Bes-Rastrollo (2017), o DG é a complicação metabólica mais comum na gravidez, estando associada significativamente a morbidades maternas e fetais. A tendência crescente para as gestantes serem primíparas mais velhas, conforme afirma Hunt e Schuller (2007), a prevalência do DG varia em média de 1 a 14%, dependendo da região geográfica, das características étnicas e sociais da população e do critério diagnostico utilizado.

A prevalência do DG aumentou marcadamente nos últimos anos, em parte devido à epidemia de obesidade e DM, à diminuição da prática de atividade física e, consequentemente, à adoção de estilos de vida sedentários Adane, Tooth e Mishra (2017). Além disso, com a revisão dos atuais critérios diagnósticos, que tendem a classificar um maior número de gestantes como doentes, a prevalência tenderá a aumentar de forma expressiva SBD, (2017). Estima-se ainda, que o DG afete de 1 a 28% de todas as gestantes [Nielsen et al. 2014]. No Brasil, cerca de 7 a 8% das gestações são complicadas pelo diabetes gestacional quando definido de acordo com os critérios de diagnóstico da Organização Mundial da Saúde Who, (2016).

24.5. Controle da Glicemia

O Diabetes Control and Complications Trial (DCCT) Research Group, em meados das décadas de 80 e 90, acompanhou o desenvolvimento do diabetes em aproximadamente 1500 pacientes ao longo de quase seis anos. Observou que, a conservação da glicemia em uma faixa restrita de valores mostrou-se, de maneira bem conclusiva, eficiente na redução da incidência de diversas complicações CONTROL; GROUP et al., (1993). A partir dos estudos, a rediscussão dos critérios diagnósticos tem sido proposta, objetivando uniformizar a sobrecarga de glicose e os valores glicêmicos para o diagnóstico do diabetes gestacional.

A International Association of Diabetes and Pregnancy Study Groups (IADPSG), que agrupa pesquisadores de todo o mundo, recomendou um novo critério para diagnóstico da DG, baseado no teste oral de tolerância com 75 g de glicose [TTG 75 g] efetivado a cada 2 horas (ao menos um ponto alterado: jejum: 92 mg/dL; 1h: 180 mg/ dL; 2h: 153 mg/dL) Metzger et al., (2010). Com essa proposta, resultaria em uma ampliação significativa da prevalência de ocorrências de diabetes gestacional, chegando a 17% das gestações. Esse mesmo critério foi reforçado pela American Diabetes Association1 ADA, (2011). A Sociedade Brasileira de Diabetes SBD, (2017) ainda aconselha o emprego do TTG 75 g com coleta de três pontos, existindo a necessidade de dois pontos elevados para fazer o diagnóstico de diabetes gestacional (jejum: 95 mg/dL; 1h: 180 mg/dL; 2h: 155 mg/dL). Em 2017, a SBD, em associação com a Organização Pan-Americana da Saúde, o Ministério da Saúde (MS) e a Federação Brasileira das Associações de Ginecologia e Obstetrícia (FEBRASGO), passou a adotar os novos critérios para rastreamento e diagnóstico do DG em todo o território nacional.

24.6. Fatores de Risco para o Diabetes Gestacional

Vários fatores de risco para o DG têm sido identificados de forma consistente enquanto que outros ainda permanecem controversos. Muitos desses fatores de risco são os mesmos que predizem diabetes mellitus fora da gravidez. Alguns fatores estão associados com maior risco de hiperglicemia na gravidez, porém nessa recomendação eles não devem ser utilizados para fins de rastreamento de DG. Entre os fatores de risco para DG destacam-se na Figura 24.2:

Figura 24.2 – Fatores de Risco DG

Idade (aumento progressivo do risco com o aumentar da idade)
Sobrepeso/Obesidade (IMC ≥ 25Kg//m^2)
Antecedentes familiares de DM (primeiro grau)
Antecedentes pessoais de alterações metabólicas:

- HbA1c ≥ 5,7% (método HPLC)
- Síndrome dos ovários policísticos
- Hipertrigliceridemia
- Hipertensão arterial sistêmica
- Acantose nigricans
- Doença cardiovascular aterosclerótica
- Uso de medicamentos hiperglicemiantes

Antecedentes obstétricos:

- Duas ou mais perdas gestacionais prévias
- Diabetes *Mellitus* gestacional
- Polidrâmio
- Macrossomia (recém-nascido anterior com peso ≥ 4000g)
- Óbito fetal/neonatal sem causa determinada
- Malformação fetal

24.7. Associação entre Hiperglicemia Materna e Eventos Adversos Perinatais

Ao longo de cinco décadas diversos estudos observacionais bem delineados avaliaram diretamente a associação entre níveis glicêmicos – avaliado através de diferentes critérios diagnósticos – e eventos adversos perinatais materno-fetais. Mais de 50.000 gestações foram avaliadas, sendo observada associação positiva e consistente entre diferentes estudos e populações Trujillo et al., (2015).

Apesar da presença de algum fator de risco residual que possa confundir, os eventos adversos não podem ser descartados, uma adequação foi realizada para os principais critérios que podem causar determinadas confusões no diagnóstico, tais como: raça, idade materna, paridade, índice de massa corporal, idade superior a 25 anos, obesidade ou ganho excessivo de peso na gravidez atual, deposição central excessiva de gordura corporal, história familiar de diabetes em parentes de 1º grau e baixa estatura, conforme afirmam O'sullivan et al., (2011).

Um estudo de corte multicêntrico realizado por Coustan et al., (2010), abrangendo vários países da América do Norte, Ásia, Austrália, Caribe, Europa e Oriente Médio, compreendendo 25.505 gestantes, foi desenvolvido para responder questões sobre a associação entre a glicemia materna e desfechos adversos na gravidez. De acordo com Duran et al., (2014) observou-se que a hiperglicemia materna associou-se a uma maior incidência de nascidos grandes para a idade gestacional, pré-eclâmpsia, parto cesáreo, distócia de ombro, nascimentos pré-termos e níveis mais elevados de peptídeo C no cordão umbilical. Metzger et al., (2010) afirma que ainda que a incidência dos eventos correlacionou-se com o nível de glicemia materna, como pode ser observado na Figura 24.3.

Figura 24.3: Eventos adversos perinatais.

24.8. Diagnóstico

De acordo com a SBD. (2007), o critério laboratorial para o diagnóstico de DG foi estabelecido, em 1964, por John B. O'Sullivan e Claire Mahan. Com o objetivo de predizer o futuro surgimento de diabetes do tipo 2, esses pesquisadores realizaram o Teste Oral de Tolerância à Glicose com sobrecarga de 100g (TOTG 100g) de glicose, com duração de três horas em uma coorte de aproximadamente 700 gestantes e determinaram médias e desvios-padrão (1DP, 2DP e 3 DP) dos quatro valores (jejum, 1, 2 e 3 horas após a sobrecarga de 100g de glicose) (17). O diagnóstico de DG foi estabelecido quando a gestante apresentou dois valores de glicemia acima de dois desvios-padrão da média (1,9% da coorte).

Destas, 22% desenvolveram DM do tipo 2 dentro de oito anos. Os valores propostos para diagnóstico de DG foram jejum de 90 mg/dL; 1ª hora de 165 mg/dL; 2ª hora de 143 mg/dL; 3ª hora de 127mg/dL. Para facilitar a utilização dos valores de corte, na prática clínica, os autores arredondaram os valores da 2ª e da 3ª hora e propuseram que gestantes com dois ou mais valores maiores ou iguais aos seguintes deveriam receber o diagnóstico de DMG: 90mg/dL, 165 mg/dL, 145mg/dL e 125mg/dL (jejum, 1h, 2h e 3h, respectivamente). Em 1999, a OMS passa a adotar para o diagnóstico de DG valores de glicemia plasmática de jejum iguais ou maiores que 126

mg/dL e/ou glicemia de 2 horas após a sobrecarga de 75 gramas de glicose iguais ou superiores a 140mg/dL, critérios esses mantidos até o ano de 2013, WHO, (1999).

De acordo com a SBD, (2007), a falta de estudos que avaliassem a relação entre os valores de referência para diagnóstico de DG e os resultados perinatais, e também a ausência de consenso em relação ao diagnóstico de DG entre os centros motivaram a realização de um grande estudo HAPO. De acordo com Coustan et al., (2010), a maioria dos critérios para o diagnóstico da DG são decorrentes do estudo Hyperglycemia and Adverse Pregnancy Outcome (HAPO), bem como os critérios apresentados pela Associação Internacional dos Grupos de Estudos de Diabetes e Gravidez IADPSG, (2010) que evidenciou a existência de uma semelhança unidimensional entre os valores da glicemia materna e as morbidades materna, fetal e neonatal.

24.9. Tratamento

O tratamento do diabetes gestacional incide em cuidados pré-natais intensos, dieta, atividade física, monitorização glicêmica e uso de antidiabéticos quando necessário, em geral de insulina conforme a Tabela 3. O tratamento é efetivo em reduzir eventos perinatais como macrossomia, pré-eclâmpsia e distócia de ombro Trujillo et al. (2015).

Tabela 3: Tratamento do Diabetes Gestacional

Cuidados	Orientações
Atividade Física	Atividades físicas leve a moderada, em pacientes sem contraindicações clínicas ou obstétricas, contribuem para a redução e o controle da glicemia
Insulinoterapia	A Insulinização é indicada quando: - Jejum > 90mg/dl e qualquer pós-prandial > 130mg/dl na vigência de dieta exclusiva, com dose inicial calculada.
Atenção pré-natal	São pontos de destaque na assistência pré-natal dos portadores de diabetes gestacional a frequência nas consultas, o controle metabólico materno e a avaliação do bem-estar fetal.

24.10. Rastreamento

O Diabetes Gestacional é uma doença geralmente assintomática, estando diagnosticada, sobretudo por meio de rastreamento metódico após a 24a semana de gestação, como pode ser visto na Figura 24.4. De acordo com Tieu j; Crowther, (2010), evidências que relatem alguma avaliação sobre o tipo de rastreamento são escassas, entretanto, o rastreamento é indicado com base na associação entre hiperglicemia com eventos adversos perinatais, e da efetividade terapêutica para a anticoncepção desses eventos. Farrar, (2016) afirma que existem subsídios insuficientes na literatura que possibilite guiar a escolha entre as distintas estratégias de rastreamento existentes, conforme mostra a Tabela 4.

Tabela 4: Protocolos de Rastreamento do Diabetes Gestacional.

Testes diagnósticos	Critérios	Limites de glicemia [mg/dl]			
		Jejum	1h	2h	3h
National Diabetes Data Group 1979 TOTG-100g [jejum, 1, 2 e 3h] / valores em sangue total	2 ou mais valores ≥ aos limites	105	190	165	145
Carpenter e Coustan 1982 TOTG-100g / adaptados para dosagens plasmáticas [jejum, 1, 2 e 3h].	2 ou mais valores ≥ aos limites	95	180	155	140
Organização Mundial de Saúde 1998 TOTG-75g [jejum e 2h]	1 ou mais valores ≥ aos limites	126	-	140	-
MS, Brasil [2a Reunião do GTDG] 2002 TOTG-75g [jejum e 2h].	1 ou mais valores ≥ aos limites	110	-	140	-
ADA 2004 TOTG-100g [jejum, 1, 2 e 3h].	2 ou mais valores ≥ aos limites	95	180	155	140
ADA 2009 TOTG 100g / TOTG-75g alternativa [jejum, 1 e 2h; mesmos limites e critérios do TOTG 100g].	2 ou mais valores ≥ aos limites	95	180	155	-
Ministério da Saúde Brasil 2010 TOTG 75g [jejum, 1 e 2h].	≥ 2 valores alterados	95	180	155	-
ADA 2011 e IADPSG 2010 TOTG-75g [jejum, 1 e 2h].	1 ou mais valores ≥ aos limites	92	180	183	-

Embora não haja concordância dentre os especialistas acerca da necessidade de efetivar o rastreamento para o DG, o formato a ser realizado, bem como o critério de análise a ser empregado, são ensejos de ampla discussão. Uns preconizam o rastreamento universal e, outros, o rastreamento seletivo, em grávidas com fatores de risco, visando a otimização de recursos. Ao mesmo tempo, é comum a prática da estratégia de rastreamento em dois estágios, nesses casos, na maioria das vezes o TOTG é efetivado apenas em gestantes com valores elevados na glicemia de jejum ou no teste de sobrecarga glicêmica. No Brasil é recomendada essa estratégia de rastreamento em dois estágios. Conforme essas recomendações, a glicemia em jejum é realizada na primeira consulta pré-natal e na 20a semana gestacional. Caso os valores da glicemia em jejum encontrem-se elevados, procede-se com a realização da POTG. Conforme Paho, (2017), todas as gestantes devem realizar a glicemia de jejum no início do pré-natal para diagnóstico de DG e de DM diagnosticado na gestação e caso o resultado do exame apresente valores inferiores a 92 mg/dL, antes de 24 semanas de idade gestacional, deve-se repetir a glicemia de jejum de 24 a 28 semanas. Estima-se que assim sejam detectados 86% dos casos, conforme a Figura 24.4.

Figura 24.4: Diagnóstico de DG em situação de viabilidade financeira e/ou disponibilidade técnica parcial.

24.11. Saúde 2.0

Considerando que as demandas por sistemas de informação na área médica são crescentes, bem como os benefícios apresentados por estes sistemas, observa-se a crescente necessidade de sistemas que incorporem características inteligentes para o melhor gerenciamento dos dados, propiciando maior eficácia em suas aplicações. Desta forma, o cenário da comunicação para a saúde, com a inclusão de novas tecnologias no campo informacional, ganha outros contornos a partir da chegada da internet, sobretudo na etapa da web 2.0.

O termo web 2.0 foi introduzido em 2004, sendo definido como um conjunto de conteúdos econômicos, sociais e tecnológicos que coletivamente formam a base para a próxima geração da internet, mais madura; um meio distinto, caracterizado pela participação do usuário, com abertura e efeitos de network Belt et al., (2010). Para os autores, quando as tecnologias da web 2.0 são adotadas no cuidado da saúde, o termo Saúde 2.0 pode ser aplicado. Este cenário caracteriza-se por um momento no qual as iniciativas de saúde são mediadas pelas tecnologias da Web 2.0, tendo em vista uma maior integração entre pacientes e profissionais através das ferramentas sociais.

O uso da tecnologia voltada ao benefício da saúde vem sendo estudada a um certo tempo, como alguns termos:

- **Health 2.0:** define-se como o uso de software social e a sua capacidade para promover a colaboração entre pacientes, seus médicos e outros profissionais da área de saúde Jacopetti, (2017). Os autores Hughes, Joshi e Wareham (2008) definem health 2.0 como a capacidade do indivíduo de ser responsável e ativo pela sua própria saúde, sendo possível atuar como gestor das informações relacionadas à saúde própria e aos cuidados relacionados a ela. Neste contexto, o indivíduo não assume o lugar do médico, mas se torna um parceiro, sendo mais autônomo e consciente no que se refere à sua condição de saúde e conhecimento suficiente para participar das tomadas das decisões.
- **Health 4.0:** destaca a importância da integração da Tecnologia de Informação (TI) com a manufatura e o setor de serviços [atendimento online e logística], no setor de saúde.
- **E-health:** definida como qualquer aplicação de Internet empregada em anexo com outras tecnologias da informação, focada no avanço do acesso, da eficiência, da efetividade e da qualidade dos processos clínicos e assistenciais necessários a toda a cadeia de prestação de serviços de saúde OH et al., (2005).
- **Telemedicina:** apresentada como um recurso tecnológico e de telecomunicação que permite aos especialistas trocarem conhecimentos a distância. Fazendo com que os serviços médicos possam ser levados a qualquer lugar, transpondo as barreiras de clínicas e consultórios e expandindo o acesso ao atendimento Association et al.(2013).
- **M-health:** (Mobile Health): é um componente do E-Health (electronic health). O observatório global para E-Health, do inglês Global Observatory for E-Health (GOE), definiu M-Health ou saúde móvel como prática médica e de saúde pública suportado por dispositivos móveis, como telefones celulares, tablets, dispositivos de monitoramento de pacientes, Personal Digital Assistant (PDA) e outros dispositivos sem fio.

24.12. Sistema para rastreamento, tratamento e monitoramento do diabetes gestacional integrado ao Preneonatal+

24.12.1. Contextualização

O crescente avanço tecnológico, impulsionado especialmente pelo desenvolvimento de equipamentos computacionais e de softwares, possibilitou o surgimento de uma gama de sistemas voltados a auxiliar na automação de tarefas, na tomada de decisão, monitoramento, entre outros. Desde sempre, a tecnologia tem proporcionado amplos benefícios para a humanidade e uma área que tem desfrutado admiravelmente desses benefícios é a área da saúde. Diversas pesquisas e artefatos têm sido realizados e desenvolvidos a fim de solucionar problemas nesta área.

Diante da globalização, revolução tecnológica, acesso rápido às informações e/ou serviços e gerenciamento eficaz, somados aos avanços da computação distribuída, da inteligência computacional e da evolução dos meios de comunicação, como a internet, as organizações começaram a exigir cada vez mais desenvolvimento de sistemas computacionais inteligentes Leite, (2011). Tais sistemas são capazes de romper com antigos processos, agregando valor e provendo vantagens no uso destas novas tecnologias. Apesar disso, a semântica desses dados não são retratadas nas formas habituais de recuperação das informações, nos seus relacionamentos e o conhecimento que eles representam. Para que haja um crescimento sustentável da representatividade da informação, é preciso tratar essa grande massa de informação de maneira adequada. A Web Semântica necessita agregar as informações presentes na internet, para garantir que o significado entendido pelo consumidor dos dados seja o mesmo que o publicador pretendeu repassar LAUFER, (2015).

Diante desse contexto, desenvolvemos o aplicativo Preneonatal+ que é um sistema que auxilia nas rotinas de cuidados pré-natais, sistema esse que possibilita o cadastro dos dados da gestante, bem como, os dados gerados no decorrer do acompanhamento do pré-natal. Trata-se de uma plataforma de telemedicina que tem como intenção o suporte e auxílio aos profissionais de saúde na execução de protocolos de assistência pré-natal. Esta plataforma recebe como entrada, pelo profissional de saúde, os dados relativos aos atendimentos no decorrer do acompanhamento do pré-natal. Estes dados são então processados, classificados (gerando indicadores e alertas) e armazenados em uma base de dados, estando, assim, acessíveis remotamente 24 horas. A classificação dos dados realiza seleção dos dados de interesse, classificando-os de modo a gerar informações e alertas, pertinentes à gestação e/ou ao estado de saúde da gestante, fornecendo, via indicadores visuais e alertas, um pré-diagnóstico, de modo a auxiliar no diagnóstico.

24.12.2. Arquitetura do Sistema

Desenvolvido visando agregar principalmente os benefícios da mobilidade, o Preneonatal+ tem como principal objetivo permitir a realização de rotinas do acompanhamento do pré-natal em áreas sem acesso à internet, de modo a permitir a entrada de dados e consultas de modo online. Os dados registrados são armazenados em um banco de dados local e podem ser sincronizados com o servidor a qualquer momento, caso haja acesso à internet. Dentre as principais funcionalidades desta plataforma, destacamos o módulo para o rastreamento, tratamento e acompanhamento do diabetes gestacional, pois através do mesmo, pode-se registrar os níveis de glicose do usuário, possibilitando assim, o gerenciamento especializado desses dados, junto com outras informações inseridas pelo usuário.

A plataforma utiliza-se de algoritmos capaz de sugerir a melhor rotina para o paciente, tais como dicas de alimentação saudável e rotinas com atividades físicas, além de informações e serviços mais adequados ao tratamento de forma personalizada. Além disso, possui também outras funcionalidades, que são sugeridas por especialistas de acordo com a necessidade de cada paciente, e assim, auxilie os mesmos a gerenciar a DG dos seus pacientes. A Figura 5 apresenta a arquitetura do sistema que possibilita o diagnóstico, rastreamento, tratamento e acompanhamento do diabetes gestacional.

Figura 24.5: Arquitetura Geral do Sistema.

Basicamente, a arquitetura do sistema divide-se em três partes. Existe a camada de aplicação, base de dados e o sistema multiagente. A Figura 24.6 ilustra uma visão geral do sistema, mostrando que os elementos do sistema se comunicam para que a aplicação funcione de maneira adequada.

Figura 24.6: Visão Geral do Sistema.

A camada de aplicação apresentará o software, que mantém a característica do Preneonatal+ de ser multiplataforma, uma vez que, qualquer que seja o sistema operacional do dispositivo móvel ou do computador, ele poderá ser acessado, basta que o dispositivo tenha acesso à internet e possua uma aplicação para navegar na Web. Para utilizar a aplicação será preciso realizar um cadastro, para que seja possível receber algumas informações importantes para o funcionamento.

Na camada de base de dados são inseridos a ontologia e os dados do usuário. A ontologia foi construída por meio da linguagem OWL (Web Ontology Language). Ela tendo responsabilidade de armazenar dados, por exemplo, glicêmicos, idade e se está alimentado ou não. Deste modo, o sistema possui conhecimento sobre a quantidade de insulina que o paciente necessita e assim sugerir ao mesmo. O outro elemento, dados do usuário, é guardado na base de dados, de modo que sempre que os dados forem processados pela ontologia, eles serão armazenados no banco de dados.

Por fim, a camada do sistema multiagente contém os agentes que são responsáveis por coordenar toda a aplicação. Nesta camada, localiza-se o agente responsável por transportar os dados na ontologia. Outro agente será responsável por registrar os dados atualizados para que a aplicação faça uso quando necessário.

Referências

ADA. Standards of medical care in diabetes—2011. Diabetes Care, American Diabetes Association, v. 34, n. Supplement 1, p. S11–S61, 2011. ISSN 0149-5992.

ADANE, A. A.; TOOTH, L. R.; MISHRA, G. D. Pre--pregnancy weight change and incidence of gestational diabetes mellitus: A finding from a prospective cohort study. Diabetes Research and Clinical Practice, v. 124, p. 72 – 80, 2017. ISSN 0168-8227.

ASSOCIATION, A. T. et al. What is telemedicine. Retrieved form http://www.americantelemed. org/learn, 2013.

BELT, T. H. V. D. et al. Definition of health 2.0 and medicine 2.0: a systematic review. Journal of medical Internet research, JMIR Publications Inc., v. 12, n. 2, 2010.

BIRI, A. et al. Effect of different degrees of glucose intolerance on maternal and perinatal outcomes. The Journal of Maternal-Fetal & Neonatal Medicine, Taylor Francis, v. 22, n. 6, p. 473–478, 2009. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/14767050802610344>.

CONTROL, D.; GROUP, C. T. R. et al. The effect of intensive treatment of diabetes on the development and progression of long-term complications in insulin-dependent diabetes mellitus. N Engl j Med, Mass Medical Soc, v. 1993, n. 329, p. 977–986, 1993.

COUSTAN, D. R. et al. The hyperglycemia and adverse pregnancy outcome [hapo] study: paving the way for new diagnostic criteria for gestational diabetes mellitus. American Journal of Obstetrics and Gynecology, v. 202, n. 6, p. 654.e1 – 654.e6, 2010. ISSN 0002-9378.

DONAZAR-EZCURRA, M.; BURGO, C. López-del; BES-RASTROLLO, M. Primary prevention of gestational diabetes mellitus through nutritional factors: a systematic review. BMC Pregnancy and Childbirth, v. 17, n. 1, p. 30, Jan 2017. ISSN 1471-2393.

DURAN, A. et al. Introduction of iadpsg criteria for the screening and diagnosis of gestational diabetes mellitus results in improved pregnancy outcomes at a lower cost in a large cohort of pregnant women: The st. carlos gestational diabetes study. Diabetes Care, American Diabetes Association, v. 37, n. 9, p. 2442–2450, 2014. ISSN 0149-5992.

EVENSEN, A. E. Update on gestational diabetes mellitus. Primary Care: Clinics in Office Practice, v. 39, n. 1, p. 83 – 94, 2012. ISSN 0095-4543. Prenatal Care.

FALAVIGNA, M. et al. Impact of gestational diabetes mellitus screening strategies on perinatal outcomes: A simulation study. Diabetes Research and Clinical Practice, v. 99, n. 3, p. 358 – 365, 2013. ISSN 0168-8227.

FARRAR, D. Hyperglycemia in pregnancy: prevalence, impact, and management challenges. International journal of women's health, v. 8, p. 519—527, 2016. ISSN 1179-1411.

HAPO. Hyperglycemia and adverse pregnancy outcomes. New England Journal of Medicine, v. 358, n. 19, p. 1991–2002, 2008. PMID: 18463375.

HOD, M. et al. The international federation of gynecology and obstetrics [figo] initiative on gestational diabetes mellitus: A pragmatic guide for diagnosis, management, and care. International Journal of Gynecology Obstetrics, v. 131, p. S173 – S211, 2015. ISSN 0020-7292. The International Federation of Gynecology and Obstetrics [FIGO] Initiative on Gestational Diabetes Mellitus: A Pragmatic Guide for Diagnosis, Management, and Care.

HUGHES, B.; JOSHI, I.; WAREHAM, J. Health 2.0 and medicine 2.0: tensions and controversies in the field. Journal of medical Internet research, JMIR Publications Inc., v. 10, n. 3, 2008.

HUNT, K. J.; SCHULLER, K. L. The increasing prevalence of diabetes in pregnancy. Obstetrics and Gynecology Clinics of North America, v. 34, n. 2, p. 173 – 199, 2007. ISSN 0889-8545. Diabetes in Pregnancy.

IADPSG. International association of diabetes and pregnancy study groups recommendations on the diagnosis and classification of hyperglycemia in pregnancy. Diabetes Care, American Diabetes Association, v. 33, n. 3, p. 676–682, 2010. ISSN 0149-5992.

JACOPETTI, A. Práticas sociais e de comunicação de pacientes renais no facebook da fundação pró-rim. Revista de Estudos da Comunicação, v. 12, n. 27, 2017.

KY, C. P. L. Metabolic changes in pregnancy. Clinical obstetrics and gynecology, v. 50, p. 938–48, 04 2007.

LAUFER, C. Guia de web semântica. São Paulo, 2015.

LEITE, C. R. M. Arquitetura Inteligente Fuzzy para Monitoramento de Sinais Vitais de Pacientes: Um Estudo de Caso em UTI. Tese [Doutorado] — Programa de Pós--Graduação em Engenharia Elétrica e de Computação da UFRN, Natal - RN, 2011.

MALTA, D. C. et al. A vigilância e o monitoramento das principais doenças crônicas não transmissíveis no brasil-pesquisa nacional de saúde, 2013. Revista Brasileira de Epidemiologia, Directory of Open Access Journals, v. 18, n. A00101s1, p. 3–16, 2015.

METZGER, B. E. et al. International association of diabetes and pregnancy study groups recommendations on the diagnosis and classification of hyperglycemia in pregnancy. Diabetes Care, American Diabetes Association, v. 33, n. 7, p. e98–e98, 2010. ISSN 0149-5992.

NIELSEN, K. et al. From screening to postpartum follow-up - the determinants and barriers for gestational diabetes mellitus [gdm] services, a systematic review. B M C Pregnancy and Childbirth, BioMed Central Ltd, v. 14, n. 1, p. 1–18, 2014. ISSN 1471-2393.

OH, H. et al. What is ehealth [3]: a systematic review of published definitions. Journal of medical Internet research, JMIR Publications Inc., v. 7, n. 1, 2005.

O'SULLIVAN, E. P. et al. Atlantic diabetes in pregnancy [dip]: the prevalence and outcomes of gestational diabetes mellitus using new diagnostic criteria. Diabetologia, v. 54, n. 7, p. 1670–1675, Jul 2011. ISSN 1432-0428.

PAHO, O. P.-A. D. S. Rastreamento e diagnÓstico de diabetes mellitus gestacional no brasil. OPAS/OMS Brasil, v. 1, 2017.

SAY, L. et al. Global causes of maternal death: a who systematic analysis. The Lancet Global Health, v. 2, n. 6, p. e323 – e333, 2014. ISSN 2214-109X.

SBD, D. Diretrizes da sociedade brasileira de diabetes. 2017-2018. Diabetes, v. 1, 2017.

SCHMIDT, M. I. et al. Gestational diabetes mellitus diagnosed with a 2-h 75-g oral glucose tolerance test and adverse pregnancy outcomes. Diabetes Care, American Diabetes Association, v. 24, n. 7, p. 1151–1155, 2001. ISSN 0149-5992.

SPD, S. P. d. D. Consenso "diabetes gestacional": Atualização 2017. Revista Portuguesa de Diabetes, v. 1, 2017.

T. COUTINHO C. M., D. A. Z. J. B. C. L. M. C. Diabetes gestacional: como tratar? Ver Femina, v. 38, n. 10, p. 519–528, 2010.

TIEU J, M. P. M. A.; CROWTHER, C. Screening and subsequent management for gestational diabetes for improving maternal and infant health. Cochrane Database of Systematic Reviews, John Wiley Sons, Ltd, n. 7, 2010. ISSN 1465-1858.

TRUJILLO, J. et al. Impact of the international association of diabetes and pregnancy study groups criteria for gestational diabetes. Diabetes Research and Clinical Practice, v. 108, n. 2, p. 288 – 295, 2015. ISSN 0168-8227.

TRUJILLO, J. et al. Fasting plasma glucose to avoid a full ogtt in the diagnosis of gestational diabetes. Diabetes Research and Clinical Practice, v. 105, n. 3, p. 322 – 326, 2014. ISSN 0168-8227.

WENDLAND, E. M. et al. Gestational diabetes and pregnancy outcomes – a systematic review of the world health organization [who] and the international association of diabetes in pregnancy study groups [iadpsg] diagnostic criteria. BMC Pregnancy and Childbirth, v. 12, n. 1, p. 23, Mar 2012. ISSN 1471-2393.

WHO. Global report on diabetes. [S.l.]: World Health Organization, 1999.

WHO. Global report on diabetes. [S.l.]: World Health Organization, 2016.

WHO UNICEF, U. T. W. B.; DIVISION the U. N. P. Trends in Maternal Mortality: 1990 to 2013 Estimates by WHO, UNICEF, UNFPA, The World Bank and the United Nations Population Division. World Health Organization, 2014. 56 p.

WHO UNICEF, U. T. W. B.; DIVISION the U. N. P. Trends in Maternal Mortality: 1990 to 2015 Estimates by WHO, UNICEF, UNFPA, The World Bank and the United Nations Population Division. World Health Organization, 2015. 12 p.

25. IDENTIFICAÇÃO DE SISTEMAS APLICADOS À ABLAÇÃO POR RADIOFREQUÊNCIA (RFA) NO CASO DO CARCINOMA HEPATOCELULAR (CHC) EM EQUIPAMENTO MÉDICO ASSISTENCIAL NACIONAL

Melissa Silva Monteiro[1], Ronei Delfino da Fonseca[2], Paulo Roberto dos Santos[2] e Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa[3]

1.Instituto de Biologia, Universidade de Brasília, Brasília, Brasil.
2.Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília, Brasília, Brasil.
3.Faculdade UnB Gama, Universidade de Brasília, Brasília, Brasil.

Abstract

The identification of systems offers tools which allow systems and processes' modeling upon the input and output data, as gathered from the observation of real systems. It may, thus, be applied to the design of devices, industrial facilities, biological phenomena, monitoring and control systems, and other numerous applications. Identification of systems provides a mathematical model which represents the process through a certain aspect. A model can describe either a system as a whole or solely specific features of interest, according to the application. This chapter briefly reviews key concepts related to the identification of systems and introduces a practical application in the radiofrequency ablation procedure (RFA), aimed at the treatment of the hepatocellular carcinoma (HCC). It is meant to highlight its importance in the optimization and improvement of such technique, by means of the SOFIA (Software of Intense Ablation) device, developed by the University of Brasília for the Brazilian Unified Health System (SUS).

Keywords: Systems Identification, Hepatocellular Carcinoma (HCC), Radiofrequency Ablation

Resumo

A identificação de sistemas introduz ferramentas que permitem modelar sistemas ou processos com base em dados de entrada e saída obtidos a partir da observação de sistemas reais. Ela pode ser aplicada no desenvolvimento de equipamentos, plantas industriais, fenômenos biológicos, projetos de sistemas de monitoração e controle, dentre outros. A identificação nos fornece a obtenção de um modelo matemático que representa o processo sob algum aspecto. Um modelo pode descrever um sistema por completo ou apenas propriedades de interesse de acordo com a aplicação desejada. Este capítulo traz uma breve revisão de conceitos relacionados à identificação de sistemas e uma aplicação prática no procedimento de Ablação por Radiofrequência (ARF) para o tratamento de Carcinoma Hepatocelular (CHC) e sua importância na otimização e melhoramento da técnica em equipamento produzido pela Universidade de Brasília para o Sistema Único de Saúde sob a denominação de SOFIA (Software of Intense Ablation).

Palavras-chave: identificação de sistemas, Carcinoma Hepatocelular (CHC), Ablação por radiofrequência.

25.1. Introdução

O Ministério da Saúde (MS) através de parcerias com Universidades incentiva a produção pública de tecnologias estratégicas para o SUS (Sistema Único de Saúde). A Secretaria de Ciência, Tecnologia e Insumos Estratégicos (SCTIE), pelo seu Departamento do Complexo Industrial e Inovação em Saúde (DECIIS), Coordenação Geral de Equipamentos e Materiais de Uso em Saúde (CGEMS), em parceria com a Universidade de Brasília (UnB), tem orientado o desenvolvimento de tecnologias em saúde. Diante desta abertura institucional, o Laboratório de Engenharia Biomédica da Universidade de Brasília desenvolveu um equipamento de radiofrequência controlada para ablação de tumores hepáticos, com o objetivo inicial de disponibilizar uma tecnologia nacional e de baixo custo para promoção de tratamento a pacientes elegíveis à aplicação da radiofrequência.

Nesse contexto de interação da pesquisa tecnológica e apoio do poder público, incluem-se as ações necessárias para prevenção, recuperação da malignidade conhecida como o Carcinoma Hepatocelular ou Hepatocarcinoma (CHC). As ações de abrangência pública para o CHC estão descritas na Portaria nº 602 de 2012, a qual contém as Diretrizes Diagnósticas e Terapêuticas do Câncer de Fígado no Adulto que permitem ao clínico, o diagnóstico, estadiamento e escolha das opções terapêuticas que incluem cirurgia, transplante e procedimentos acessórios onde está inserida a ablação por radiofrequência, objeto desse capítulo. Como enuncia a mesma Portaria, o CHC é a neoplasia epitelial maligna primária do fígado derivada dos hepatócitos, portanto um carcinoma de células hepáticas.

Essa neoplasia não é prevalente no país, mas tem morbimortalidade suficiente para onerar de forma elevada o SUS (ALBA et al., 2013). A epidemiologia mundial do carcinoma hepatocelular (CHC) o posiciona como a quinta malignidade mais comum globalmente (TAN et al., 2019). Nos Estados Unidos, os últimos 30 anos triplicou a quantidade de casos apresentando-se como a causa crescente de morte relacionada ao câncer. Na Ásia encontra-se a maior quantidade de casos a cada 100.000 habitantes contabilizando mais de 20 e na Europa e América do Norte, menos de 5 casos a cada 100.000 habitantes (MAGISTRI et al., 2017).

Considera-se como fatores desencadeantes da proliferação primária do carcinoma as infecções crônicas por vírus das hepatites B e C, intoxicação por aflatoxina B1 presente em dietas típicas de algumas populações, cirrose hepática que pode ser causada por hábitos etílicos ou não, fatores genéticos e epigenéticos, diabetes tipo II quando associada à obesidade, esteato-hepatite não alcoólica e síndrome metabólica (MAZZANTI, 2016).

Ações sistematizadas na prevenção e controle do CHC incluem a vacinação contra hepatite B para doadores de sangue e triagem sorológica, incluindo aqueles adultos ainda não vacinados, além de novas terapias para o tratamento da hepatite, fato que já tem permitido reduzir sua incidência nas próximas décadas [Pascual, 2016]. Outras ações como o incentivo à população a uma restrição no consumo de álcool e fumo somado ao controle do paciente com adição ao álcool. No caso das aflatoxinas, o controle de contaminação e ingestão dos alimentos, e por fim, o controle da obesidade e diabetes em pacientes com doenças hepáticas não relacionadas ao álcool (KONDO; KIMURA; SHIMOSEGAWA, 2015).

No caso específico do Brasil, a Portaria nº 602 de 2012 indica que 98% dos casos de CHC estão relacionados à cirrose hepática e pode estar associado à hepatite crônica secundária à infecção pelo vírus da hepatite C ou da hepatite B e ao consumo de álcool, fatores de risco com diferenças regionais de prevalência relevantes. O Ministério da Saúde propõe que ações para prevenção e controle do CHC devem estar na pauta da gestão de saúde pública local, incluindo a pesquisa clínica de novos equipamentos que forneçam opções seguras de terapia favorecendo novas perspectivas para redução dessas estatísticas.

Os dados do DATASUS (Departamento de Informática do SUS) sobre a incidência dos tipos de cânceres são originários do INCA (Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva) que não considera o CHC uma malignidade de importância estatística, não havendo, portanto, dados sobre a incidência do CHC na população brasileira. Um estudo de coorte a longo prazo (60 meses pelo menos) de 884 pacientes com cirrose no Brasil foi realizado por [Paranaguá, 2014] onde informa que os dados de incidência de CHC no Brasil são desconhecidos e a prevalência de hepatites associadas a ela como a HBV (hepatite B) e HBC (hepatite C) são baixas. Nesse estudo observou-se que a incidência anual é de 2,9 % e que a maioria era do sexo masculino e 50% dos pacientes tinham ascendência do leste da Ásia. Como fatores preditivos, verificou-se que o nível baixo de soroalbumina e níveis abaixo de 20 ng/mL de alfafetoproteína foram observados nos pacientes afetados nos anos anteriores ao diagnóstico de CHC (KONDO; KIMURA; SHIMOSEGAWA, 2015).

Após o diagnóstico positivo de CHC é o estadiamento do paciente que permitirá a escolha do tratamento e envolverá a análise das condições clínicas do paciente, função do fígado e extensão tumoral para a decisão. Preferencialmente, a ressecção cirúrgica é considerada a opção com melhor sobrevida - entre 40 a 50 % - mas, somente 10 a 15 % dos pacientes são compatíveis com essa possibilidade. Também em paciente na fila de espera para o transplante os procedimentos acessórios (não-invasivos) são a opção ideal por garantir a sua sobrevida, assim como a redução do estadiamento para tumores com até 3 cm.

Conforme a Portaria, nº 602, de 26 de junho de 2012, o CHC é classificado como C22.0 - carcinoma de células hepáticas (carcinoma hepatocelular ou hepatocarcinoma) de acordo com a Classificação Estatística Internacional de Doenças e Problemas Relacionados à Saúde (CID). Também fornece orientações para o seu estadiamento que pode ser conforme o sistema TNM (Tumor-Nódulo-Metástase) para casos após ressecção cirúrgica ou transplante hepático e baseia-se nos resultados da análise anatomopatológica. Já para pacientes não-cirúrgicos o sistema de classificação de Barcelona (Barcelona Clinic Liver Cancer - BCLC) que incorpora parâmetros clínicos e radiológicos está bem consolidado no país (SAÚDE, 2012).

Atualmente, entre as estratégias de tratamentos acessórios consolidadas para tratamento do CHC, podem-se citar, além da Ablação por Radiofrequência (ARF), as outras formas de ablação, como a química por injeção percutânea de etanol (PEI) e ácido acético, ablação por micro-ondas, por laser, crioablação, ultrassom focalizado de alta intensidade, eletroporação irreversível, Quimioembolização Transarterial (TACE), radioembolização transarterial, Embolização Transarterial (TAE) e ablação somada à hipertermia induzida por radiofrequência mediada por nanopartículas. O tratamento sistêmico geralmente ocorre com quimioterápico, sendo o Sorafenib que atua com melhores resultados (BALOGH et al., 2016), (MAJUMDAR et al., 2017).

25.2. A ablação por radiofrequência e o carcinoma hepatocelular

A ARF consiste em recurso terapêutico destinado a provocar lesão tecidual programada por meio do aquecimento local. Por meio da aplicação de ondas de radiofrequência, o aquecimento tecidual tornou-se uma alternativa terapêutica para disfunções cujo princípio de tratamento inclui a promoção da lesão por ocasionar necrose tecidual. A ARF tem sido utilizada em substituição a procedimentos invasivos como a ressecção e traz como vantagens principais o dano mínimo ao tecido periférico normal pela pequena invasividade e a dispensa de anestesia geral no procedimento (ZHANG et al., 2016).

A taxa de recidiva (retorno da lesão tumoral após tratamento) no procedimento de ARF aumenta à medida que tumores maiores que 3 cm são tratados por essa técnica e se apresenta como uma limitação para o uso da ARF devido à ablação incompleta (NISHIKAWA et al., 2013). Zhang (2016) afirma que quando comparada à sobrevida do paciente pós-ressecção e pós-ablação percebe-se que no caso de tumores acima de 3 cm tratados com ARF a sobrevida alcança 5 anos, já em pacientes submetidos à ressecção de tumores, sua sobrevida é maior. Em contrapartida, no caso de tumores menores que 3 cm, não houve diferença significativa entre pacientes submetidos à ARF e à ressecção. Portanto, o uso de ARF em tumores menores de 3 cm torna-se melhor escolha terapêutica (ZHANG et al., 2016). Acrescenta-se no caso da ressecção que a recidiva após a cirurgia ocorre em 50 % dos casos e a sobrevida em 5 anos pós-cirurgia alcança a margem de 35 a 50%, segundo (PERINI et al., 2011).

A disponibilidade para a população dessa técnica é limitada por depender de um equipamento de origem importada com alto custo e eletrodo não reutilizável, limitando a disponibilidade da técnica ao setor hospitalar privado. Os equipamentos disponíveis no Sistema Único de Saúde (SUS) são importados e possuem um custo elevado de aquisição, chegando a custar em torno de R$ 110.000,00 (dado obtido do portal de compras do Governo). É fundamental o investimento público para disponibilizá-la no SUS, garantindo o acesso a todas as classes sociais a esse recurso eficaz e menos invasivo. No Brasil, os dados de incidência são poucos, mas sabe-se que no SUS do Estado de São Paulo tem-se registrado 2,07/100.000 habitantes e poucos pacientes se beneficiam do uso de novos tratamentos e terapias mais eficazes e menos invasivas (GOMES et al., 2013).

Os fatores que envolvem a causa para o início do processo neoplásico do CHC são geograficamente distribuídos por estarem relacionados à distribuição de algumas doenças típicas de algumas regiões no planeta. O mapa da Figura 25.1 mostra essa setorização da doença e perfil de sua gênese relacionada a fatores ambientais (PAPAIORDANOU; RIBEIRO-JUNIOR; SAAD, 2009).

O tratamento do CHC depende de seu estadiamento e por estar muito relacionada à cirrose pode-se utilizar as características dessa enfermidade. Conforme Pascual (2016), algumas variáveis são fundamentais para o prognóstico, como a função do fígado, o tamanho e o número de nódulos tumorais e a invasão vascular. Considera-se que na atualidade não há um sistema de classificação adotado universalmente, mas o sistema mais consolidado é o sistema de classificação para estadiamento Barcelona Clinic Liver Cancer (BCLC) prevê a melhor opção de tratamento para cada subclasse que permite ao clínico oncologista tomar decisões de terapias, conforme as características de cada paciente e obter uma melhor previsão de resultados.

Figura 25.1. Variação regional das taxas de incidência de CHC no ano de 2008 (a). As taxas de incidência apresentadas (número de casos por 100.000 habitantes) são referentes a ambos os sexos e a todas as idades. Comparando-se os dois mapas pode-se observar a semelhança na distribuição regional mundial e apesar de não haver um mapa com distribuição mundial regionalizada de CHC atual emitida pelos órgãos de saúde mundiais, é possível verificar o mesmo padrão de distribuição no mapa (b) com os indicadores de câncer de fígado.

O sistema BCLC utiliza um conjunto de possibilidades terapêuticas mais completo, incluindo o tamanho e o número de nódulos, invasão vascular, performance status e o estágio Child-Pugh que permite a classificação do estado clínico do fígado em casos de cirrose e indica a sua capacidade funcional, função hepática, indícios de cirrose e sua gravidade (PASCUAL; HERRERA; IRURZUN, 2016). No Brasil tem sido o sistema mais adotado nos casos de hepatocarcinoma e cirrose (SAÚDE, 2012). No quadro a seguir, Figura 2, tem-se o estadiamento, conforme o sistema BCLC.

Dentre as opções de tratamento existentes, há os procedimentos acessórios, como a ablação por radiofrequência que são largamente utilizados em estágios iniciais da doença e que também auxiliam na redução do estadiamento, permitindo um paciente aguardar com boa sobrevida em uma fila de transplante. Mas, como na grande maioria dos tumores, a ressecção cirúrgica sempre é considerada como primeira opção se as condições do fígado estiverem preservadas, a sobrevida após a cirurgia em 5 anos alcança 60% e a recorrência ou recidiva do tumor ocorre em 70% dos casos (XU; WAN; XIA, 2016).

Neste contexto, o desenvolvimento de equipamentos que possibilitem a incorporação de mais pacientes e diminua a taxa de recidiva do procedimento de ARF é o foco de diversas pesquisas seja na área de software ou na área de hardware.

Figura 25.2. Sistema de classificação BCLC. Nesse sistema estão previstas as relações entre os estágios do CHC e as indicações de tratamento e prognóstico – Barcelona Clinic Liver Cancer. Observa-se que a técnica de ablação já está consolidada para os estágios iniciais. Retirado de [Carrilho, 2015]. Legenda: BSC - Best Supportive Care/ Melhores Cuidados de Suporte, PS - Performance Status/Status de Performance.

Na área de hardware, pode-se citar o projeto Software de Ablação Intensa (SOFIA, do inglês Software de Ablação Intensa), é um Equipamento Médico Assistencial (EMA),desenvolvido pela UnB para o tratamento de CHC. O equipamento foi utilizado no desenvolvimento de algumas linhas de pesquisa, dentre as quais a área de eletrônica e modelagem matemática. Na área de modelagem, a técnica de identificação de sistemas incorporou resultados que contribuem com a ARF. Um caso prático foi estudado por meio da proposição da incorporação de solução salina, a ARF. A identificação de sistemas demonstrou que o sistema resultante apesenta melhores parâmetros do procedimento, como maior tempo de ocorrência do roll off, menor pico de tensão, dentre outros parâmetros.

25.3. Identificação de Sistemas

No desenvolvimento de equipamentos, plantas industriais, fenômenos biológicos, projetos de sistemas de monitoração e controle, entre outros, a obtenção de um modelo matemático que represente o processo é desejável. Quando se conhece bem a dinâmica e as leis físicas que descrevem o sistema, pode-se obter uma modelagem pela física do processo. Este caso é o tipo de modelagem caixa branca, conforme define (AGUIRRE, 2007). Devido à dificuldade em se obter estes modelos físicos, técnicas alternativas, como a identificação de sistemas, permitem obter modelos quando dispõe-se de pouca informação prévia (caixa cinza) ou nenhuma informação do sistema (caixa preta). O intuito dos modelos é permitir determinar a relação entre causa e efeito entre as variáveis de entrada e de saída (AGUIRRE, 2007).

A identificação de sistemas introduz ferramentas que permitem modelar sistemas ou processos com base em dados de entrada e saída obtidos a partir da observação de sistemas reais (AGUIRRE, 2007). Um modelo pode descrever um sistema por completo ou apenas propriedades de interesse de acordo com a aplicação desejada. A próxima subseção traz uma breve revisão de conceitos relacionados à identificação de sistemas e ao final dela apresentamos um exemplo prático aplicado à ARF.

25.4. Concentração de parâmetros e modelos determinísticos

Um modelo descrito em concentração de parâmetros descreve um sistema no qual as variáveis de interesse variam apenas com o tempo e não com o ponto. Estes são descritos por meio de equações diferenciais ordinárias. Quando se deseja obter uma relação do sistema tanto no tempo quanto no espaço o sistema é descrito por equações parciais e será dito como um sistema com parâmetros distribuídos.

Um modelo pode ser determinístico ou estocástico. Os modelos determinísticos são aqueles em que os parâmetros e variáveis não são aleatórios, ou seja, não há incertezas atribuídas aos parâmetros. Por outro lado, um modelo estocástico inclui incertezas presentes em qualquer situação real por meio de variáveis aleatórias (AGUIRRE, 2007).

25.5. Tipos de modelos

Dependendo da informação que se quer obter do sistema ou das propriedades disponíveis do mesmo, pode-se utilizar diversas formas de representação do sistema. Seja pela modelagem por meio de um parâmetro (modelos paramétricos) ou pela resposta gráfica (não paramétrico), a modelagem dependerá se o sistema é linear ou não. Assim, há diversas formas de representação. Dentre elas, cita-se a função de transferência, o espaço de estados, os modelos paramétricos, como o modelo autorregressivo com entradas exógenas (ARX), o modelo autorregressivo com média móvel e entradas exógenas (ARMAX) e o Modelo Box Jenkins (BJ).

25.5.1. Função de transferência (FT)

A função de transferência do sistema. Essa função é obtida pela transformada de Laplace da saída dividida pela entrada quando as condições iniciais são nulas.

$$\boldsymbol{H(s) = \frac{y(s)}{u(s)} = \frac{N(s)}{D(s)} = \frac{b_0 + b_1 s + \cdots b_q S^q}{a_0 + a_1 S + \ldots a_n S^n}} \quad (1)$$

Em que:

- y(s) é a saída do sistema;
- u(s) é a entrada do sistema;
- H(s) é a função de transferência;
- N(s) são os zeros de H(s) e
- D(s) são os polos de H(s).

As funções de transferências mais comuns são as de primeira e segunda ordens e com atrasos de tempo, dadas pelas equações 2, 3 e 4, respectivamente.

$$\boldsymbol{H(s) = \frac{k}{\tau s + 1}} \quad (2)$$

$$\boldsymbol{H(s) = \frac{\omega_n^2}{s^2 + \zeta\omega_n s + \omega_n^2}} \quad (3)$$

$$\boldsymbol{Fa(s) = e^{-i\omega t} F(s)} \quad (4)$$

Na equação 2, k representa o ganho e τ o atraso do sistema. Na equação 3, ω é a frequência natural não amortecida, ζ é o fator de amortecimento. O fator de amortecimento determina se a resposta do sistema será sub amortecida ($0 < \zeta < 1$), criticamente amortecida ($\zeta = 1$) ou sobre amortecido ($\zeta > 1$) As respostas típicas para funções de primeira e segunda ordens estão ilustradas na figura 3.

Figura 25.3: Respostas ao degrau unitário típicas para funções de primeira e segunda ordens. Nesta figura estão ilustradas as respostas ao degrau para um sistema de primeira ordem e segunda ordem para diferentes valores de ζ. Para um sistema de primeira ordem, a curva pode apresentar atraso de subida e erro no estado estacionário (curva azul). Em sistemas de segunda ordem, a resposta passa a apresentar atrasos, sobressinal, erro e oscilações que dependem da magnitude de ζ.

Fonte: autoria própria.

25.5.2. Resposta em Frequência

A resposta em frequência consiste em variar a frequência do sinal de entrada e medir a respectiva resposta do sistema. Em uma função de transferência no domínio de Laplace, substitui-se a variável s pelo termo complexo $j\omega$. Com isso, obtém-se uma $H(j\omega)$ em que pode-se obter o módulo e a fase do sinal.

25.5.3. Espaço de estados

A representação no espaço de estados é um modelo matemático que permite a análise de forma direta da influência de múltiplas entradas e modos internos em uma ou mais saídas do sistema (AGUIRRE, 2007). Trata-se de uma representação alternativa para sistemas não lineares com vantagens em relação à função de transferência.

$$\dot{\boldsymbol{x}}(\boldsymbol{t}) = \boldsymbol{A}\boldsymbol{x}(\boldsymbol{t}) + \boldsymbol{B}\boldsymbol{u}(\boldsymbol{t}) \quad (5) \qquad \boldsymbol{y}\,(\boldsymbol{t}) = \boldsymbol{C}\boldsymbol{x}(\boldsymbol{t}) + \boldsymbol{D}\boldsymbol{u}(\boldsymbol{t}) \quad (6)$$

Na equação, tem-se:

- $\dot{x}$ é o vetor de estados;
- u é a entrada do sistema;
- y é a saída do sistema;
- A é a matriz de transição de estados;
- B representa a matriz de entrada de estados;
- C é a matriz de saída de estados;
- D é a matriz de realimentação.

Quando se representa um sistema em forma de função de transferência, a representação é única, ao contrário do espaço de estados que pode apresentar diversas representações dependendo de qual variável de estado é escolhida. Pode-se demonstrar que há uma relação entre a função de transferência e a representação no espaço de estados. Para o caso em que a matriz D é nula, a relação é dada por:

$$\boldsymbol{H(s) = C(sI - A)^{-1}B} \quad (7)$$

Na equação 7, I representa a matriz identidade a qual corresponde a uma matriz cuja diagonal principal é preenchida por uns e os demais elementos são zeros.

25.6. Métodos paramétricos

São métodos que buscam determinar os parâmetros que definem o modelo do sistema. A forma geral de um modelo paramétrico é dada pela equação 8, representada na figura 3.

$$\boldsymbol{A(q)y(k) = \frac{B(q)}{F(q)}u(k) + \frac{C(q)}{D(q)}e(k)} \quad (8)$$

Em que $\boldsymbol{q^n}$ é o operador de atraso, significando um deslocamento temporal, conforme equação 9 e e($\boldsymbol{k}$) é um ruído branco e os parâmetros ***A(q)***, ***B(q)***, ***C(q)***, ***D(q)*** e ***F(q)*** são definidos por.

$$\begin{aligned} \boldsymbol{q^{-n} = u(t - nT)} \\ \boldsymbol{A(q) = 1 + a_1 q^{-1} + \ldots + a_{na} q^{-na}} \\ \boldsymbol{B(q) = b_1 + b_2 q^{-1} + \ldots + b_{nb} q^{-nb}} \\ \boldsymbol{C(q) = 1 + c_1 q^{-1} + \ldots + a_{nc} q^{-nc}} \\ \boldsymbol{D(q) = 1 + d_1 q^{-1} + \ldots + a_{nd} q^{-nd}} \\ \boldsymbol{F(q) = 1 + F_1 q^{-1} + \ldots + a_{nf} q^{-nf}} \end{aligned} \quad (9)$$

Sendo que os termos ***na***, ***nb***, ***nc***, ***nd*** e ***nf*** representam o grau dos polinômios.

Figura 25.3: Modelo geral paramétrico.

25.6.1. Modelo ARX

A partir do modelo geral dado pela equação 8, quando considera-se $C(q) = D(q) = F(q) = 1$, obtém-se o modelo denominado autorregressivo com entradas exógenas (ARX) representado pela equação 10. A simplicidade deste modelo introduz uma desvantagem que é a aglutinação tanto da dinâmica do sistema quanto do ruído a serem representados pelo termo A(q), o qual pode ser visualizado na figura 25.4. Este modelo pode necessitar de polinômios de ordem alta para representar adequadamente um sistema.

$$\boldsymbol{A(q)y(k) = B(q)u(k) + e(k)} \quad (10)$$

Figura 25.4: Modelo ARX.

25.6.2. Modelo ARMAX

O modelo autorregressivo com entradas exógenas (ARMAX - Autoregressivie Moving Average with Exoogenous Inputs) é obtido tornando-se $D(q) = F(q) = 1$ na equação 8, mantendo-se o polinômio $C(q)$ para modelar a influência do ruído (equação 11). O modelo ARMAX está ilustrado na figura 25.5.

$$\boldsymbol{A(q)y(k) = B(q)u(k) + C(q)e(k)} \quad (11)$$

Figura 25.5:Modelo ARMAX .

25.6.3. Modelo OE (Output Error)

Este modelo utiliza um termo para modelar a dinâmica do sistema e desconsidera o erro devido ao ruído. O modelo OE está ilustrado na figura 25.6.

25.6.4. Modelo Box Jenkins (BJ)

O modelo Box Jenkins (*BJ*) é o mais geral. Nele, as propriedades do sistema são tratadas em separado das propriedades pertencentes ao ruído. A partir da equação geral 8, fazendo-se $A(q) = 1$, obtêm-se a equação 7 e a representação do modelo *BJ* na figura 25.7.

$$\boldsymbol{y(k) = \frac{B(q)}{F(q)} u(k) + \frac{C(q)}{D(q)} e(k)} \quad (7)$$

Figura 25.7: Modelo Box-Jenkins.

25.7. Validação do modelo

De maneira a selecionar um modelo mais apropriado, duas análises são mais utilizadas para determinar o quão adequado o modelo é para o conjunto de dados utilizados. Este teste de adequação pode ser feito pela análise de correlação e análise dos resíduos do modelo.

25.7.1. Análise de correlação

A resposta ao impulso permite a obtenção da resposta de um sistema para qualquer sinal de entrada. Isto se deve ao fato de que a transformada de Laplace de um sinal impulso é igual a 1. A análise de correlação é uma maneira de se determinar a resposta ao impulso sem a necessidade da utilização de um impulso como sinal de entrada, tendo em vista que a criação de um impulso real é impraticável. Dessa forma, é um pressuposto da análise correlação que a entrada e o ruído não são correlacionados e não podem ser aplicadas a sistema com realimentação. Na análise de correlação utiliza-se o ruído branco, porém na prática devido este possuir largura de banda infinita, o ruído branco pode ser substituído por uma sequência binária pseudo randômica. Em alternativa a isso, tanto a entrada quanto a saída são previamente filtradas.

25.7.2. Análise de resíduos

Classificam-se como resíduos as diferenças entre um passo da saída previsto do modelo identificado e a saída obtida por meio de um dado validador de entrada. A análise residual é feita realizando-se dois critérios:

1. O critério do teste de brancura (whiteness test) afirma que um bom modelo tem a função de auto correlação residual dentro do intervalo de confiança das estimativas correspondentes, indicando que os resíduos não estão correlacionados.
2. O critério do teste de independência assegura que um bom modelo tem resíduos não correlacionados com entradas passadas, a evidência de correlação indica que o modelo não descreve como que parte da saída se relaciona com a entrada correspondente. Um modelo adequado deve manter os resíduos dos testes de brancura e independência dentro de um intervalo de confiança.

25.8. Exemplo de aplicação em equipamento de ablação por radiofre-

Na medida em que o procedimento de ARF ocorre, há uma deposição de energia no tecido e geração de calor devido à movimentação dos íons e ao efeito Joule produzido pela passagem da corrente elétrica. Conforme a temperatura do tecido aumenta, a condutividade elétrica do tecido eleva-se, provocando uma diminuição na impedância do tecido, facilitando a passagem de corrente (TRUJILLO; BERJANO, 2013). Este efeito se mantém até atingir um valor crítico no qual a temperatura nas regiões vizinhas ao eletrodo atinge temperaturas próximas a 100°C (ALBA et al., 2011; TRUJILLO; ALBA; BERJANO, 2012; ZHANG et al., 2016b). Neste momento, ocorre a desidratação da célula e carbonização celular. A carbonização isola eletricamente o eletrodo fazendo com que haja um aumento brusco na impedância vista pelo equipamento de ARF. Este aumento súbito na impedância é o relatado na literatura como *roll off*

O *roll off* limita a expansão do volume de necrose quando ocorre prematuramente. Contudo, ele é necessário como um dos fatores de indicação de que a ablação foi completa.

Uma curva típica de impedância ex vivo está ilustrada na figura 8. Tem-se que o iniciar a ablação, a impedância começa em um valor, decai durante o procedimento até atingir um valor crítico e começa a subir até o *roll off*.

A curva dada pela figura 8 sofre alteração em seus parâmetros de impedância inicial, impedância mínima e tempo de ocorrência do *roll off* devido às características de cada paciente.

Assim, um modelo matemático que englobe a dinâmica da ARF em função de parâmetros conhecidos que são a tensão e corrente, aplicadas por meio do equipamento de ARF, podem fornecer dados qualitativos do procedimento à equipe médica de maneira a ajustar o procedimento de acordo com o paciente.

Consideremos um experimento *ex vivo* de ARF realizado para se avaliar a influência do procedimento com a aplicação de uma solução salina com fins de postergar a ocorrência do fenômeno de *roll off*.

Figura 25.8: Definição de roll off. A figura mostra uma curva de um procedimento experimental ex vivo. No começo da ablação, o tecido apresenta uma impedância inicial. Após um tempo a impedância decai e permanece em um patamar constante até atingir o ponto de roll off.

Fonte: Dados experimentais do autor.

O experimento consistiu na avaliação de 5 grupos experimentais. Entretanto, para fins de entendimento da técnica aplicada, concentremos em apenas dois grupos: o grupo de referência (ARF) e um experimental (solução salina). Em cada grupo, realizou-se 10 ensaios para a obtenção da curva de impedância. Dessa forma, 20 amostras foram obtidas.

A modelagem considerou um sistema caixa preta o qual engloba o circuito do equipamento de ARF SOFIA e o fígado do paciente, conforme figura 25.9.

Figura 25.9: Diagrama da parte eletrônica do equipamento de ARF.

Para a identificação da impedância Z do fígado durante o roll off, considerou-se o sistema a partir do sinal de controle da figura 10. Assim, a figura 25.10 representa o sistema considerado. Na figura 25.10 tem-se que:

- u representa a tensão aplicada ao fígado dada em Volts. Esta tensão é a variável de entrada do sistema;
- y representa a impedância do fígado calculada a partir de V e I, dada em Ohms. Esta impedância corresponde à variável de saída do sistema;
- r representa a tensão de controle em Volts;
- e representa o sinal de erro do sistema; e
- ym representa o sinal realimentado da tensão e corrente aplicadas ao fígado.

Figura 25.10: Diagrama considerado para identificação do roll off.

A fim de facilitar a obtenção do modelo, foram feitas as seguintes considerações simplificadoras:

- A impedância de interesse consiste na impedância resultante do volume do cubo de fígado. Dessa forma, não é de interesse a impedância em pontos específicos do cubo, sendo considerado um sistema a parâmetros concentrados;
- As impedâncias dos cabos de ligação, do material do eletrodo ativo e de retorno foram incluídos na impedância total. Devido aos seus baixos valores em comparação com o fígado (menor do que 1 Ω em comparação 50 ≃ 200 Ω do fígado, a inclusão deles não altera de forma significativa o valor de impedância do fígado).
- Na obtenção do modelo de ocorrência do roll off, assumiu-se que o sistema é linear e invariante no tempo, ou seja, a lei que rege a dinâmica do roll off não muda com a evolução temporal do sistema.
- Considerou-se que o fígado é um sistema puramente resistivo, sendo dessa forma, a impedância representada por uma resistência.

O dado de entrada é a tensão senoidal de 500 kHz aplicada ao fígado pelo equipamento de ARF. O valor lido é um valor rms do sinal senoidal medido em Volts. A taxa de amostragem do experimento foi de 1 Amostra/s. O dado de saída é a parte real da impedância do fígado medido em Ohms. Os dados de identificação e validação foram pré-processados por meio da remoção da média do sinal e por uma filtragem de componentes ruidosas do espectro para ambos os sistemas com ARF.

Figura 25.11: Dados do experimento de ARF e solução salina. Utilizou-se os experimentos de ARF (azul) e salina resfriada a 5 °C (vermelho) para a obtenção de um modelo do roll off. Em cada grupo, 10 ensaios foram realizados, perfazendo-se um total de 20 amostras. Na parte superior do gráfico, tem-se a saída do sistema (impedância) e na parte de baixo o sinal de entrada (tensão aplicada ao fígado).

Por meio do *toolbox* de identificação de sistemas do Matlab, os modelos ARX, ARMAX, Output Error (OE) e Box-Jenkins (BJ) foram analisados em busca do melhor modelo que descrevesse a dinâmica da curva de resistência do fígado durante a ARF.

A figura 25.12 mostra a interface do *toolbox* e a figura 25.13 os resultados dos modelos simulados.

Figura 25.12: Tela com os modelos avaliados.

Figura 25.13: Avaliação dos indicies de desempenho (FIT).

A partir da figura 25.13, os modelos que obtiveram melhor FIT foram os modelos ARX e BJ. O passo seguinte foi realizar a análise de resíduos quanto aos critérios de brancura e independência. O resultado destes dois testes levou a descartar o modelo ARX e adotar o modelo BJ como mais representativo dos dados

$$y(t) = \frac{B(z)}{F(z)}u(t) + \frac{C(z)}{D(z)}e(t)$$

$$\begin{aligned} B(z) &= 4{,}02 - 3{,}709z^{-1} \\ C(z) &= 1 + 0{,}3667z^{-1} + 0{,}3023z^{-2} \\ D(z) &= 1 - 0{,}7867z^{-1} + 0{,}005214z^{-2} \\ F(z) &= 1 - 1{,}275z^{-1} + 0{,}3534z^{-2} \end{aligned} \quad (8)$$

Por fim, o modelo BJ obtido foi simulado com dados experimentais reais resultando no gráfico 14. Naquele gráfico, os dados reais estão na cor preta. O modelo obtido são as curvas azul (para o grupo de referência no experimento) e vermelho para a o grupo avaliado.

O modelo BJ mostrou-se capaz de modelar de forma adequada a dinâmica da resistência do fígado durante o procedimento de ARF, além de capturar de forma significativa as oscilações características da resistência na iminência do roll off.

Figura 25.14: Comparação dos modelos BJ obtidos com os dados de ARF pura (azul) e os dados da solução salina (vermelho). O set de validação utilizado é proveniente do grupo ARF pura. Os FIT's obtidos para a ARF foi de 87, 33% e de 90, 65% para a salina.

25.9. Considerações finais

Apresentou-se uma ampla visão sobre a ARF, suas vantagens comparadas a procedimentos tradicionais, como ser minimamente invasiva, com baixo tempo de recuperação e aplicação em casos em que não poderia haver intervenções. Da mesma forma, apresentou-se suas limitações, como a não aplicação em regiões próximas a outros órgãos e vasos devido a problemas dissipativos provocados. Ainda no campo da ARF, sua perspectiva de uso em outros tecidos que não somente o HCC, mas também outros, como o câncer de mama tem tomado espaço nas pesquisas.

Por fim, o link dos conceitos relacionados à grande área biomédica e à modelagem de sistemas foi feito por um exemplo de aplicação mediante a técnica de identificação de sistemas a qual possibilitou a obtenção de um modelo preditivo que se mostrou mais adequado do que o convencional.

O modelo Box-Jenkins adequou-se aos dados de testes permitindo um ajuste acima de 90%, ou seja, apenas cerca de 10% dos dados não puderam ser explicados pelo modelo.

Tendo em vista, que o procedimento de ablação dura em torno de 15 minutos quando o processo é único, a obtenção de um modelo que permita prever a dinâmica da impedância, conforme dados reais de corrente e tensão permitem ajustar a potência aplicada, em grosso modo, a dose aplicada de RF.

As limitações da técnica utilizada encontram-se no fato que o modelo é valido apenas para o conjunto de dados utilizados e seu range de valores. Aplicações fora desses parâmetros podem não representar valores de impedância incorretos e levar a erros.

Agradecimentos

Os autores agradecem à professora Suélia Rodrigues Fleury Rosa pela oportunidade de inserção no grupo de pesquisa SOFIA e suas grandiosas contribuições para nossa caminhada acadêmica.

Agradecemos também ao DECIT do Ministério da Saúde pela oportunidade de financiamento desse projeto.

Referências

AGUIRRE, L. A., 2007. Introdução à Identificação de Sistemas – Técnicas Lineares e Não-Lineares Aplicadas a Sistemas Reais. s.l.:Editora UFMG.

ALBA, J. et al. Câmara Técnica de Medicina Baseada em Evidências Avaliação de Tecnologias em Saúde Sumário de Evidências e Recomendações para o uso de Ablação por Radiofreqüência em Tumores Hepáticos. Biomedical engineering online, v. 20, n. 1, p. 1–16, 2013.

BALOGH, J. et al. Hepatocellular carcinoma: a review. Journal of Hepatocellular Carcinoma, v. Volume 3, p. 41–53, out. 2016.

GOMES, M. A. et al. Carcinoma hepatocelular: epidemiologia, biologia, diagnóstico e terapias. Revista da Associacao Medica Brasileira, v. 59, n. 5, p. 514–524, 2013.

KONDO, Y.; KIMURA, O.; SHIMOSEGAWA, T. Radiation therapy has been shown to be adaptable for various stages of hepatocellular carcinoma. World Journal of Gastroenterology, v. 21, n. 1, p. 94–101, 2015.

MAGISTRI, P. et al. The Evolving Role of Local Treatments for HCC in the Third Millennium. Anticancer Research, v. 37, n. 2, p. 389–402, 10 fev. 2017.

MAJUMDAR, A. et al. Management of people with early- or very early-stage hepatocellular carcinoma (Review) SUMMARY OF FINDINGS FOR THE MAIN COMPARISON. n. 3, 2017.

MAZZANTI, R. Hepatocellular carcinoma: Where are we? World Journal of Experimental Medicine, v. 6, n. 1, p. 21, 2016.

NISHIKAWA, H. et al. Radiofrequency ablation for hepatocellular carcinoma. International Journal of Hyperthermia, v. 29, n. 6, p. 558–568, 2013.

PAPAIORDANOU, F.; RIBEIRO-JUNIOR, M. A. F.; SAAD, W. A. Prevenção do carcinoma hepatocelular. ABCD. Arquivos Brasileiros de Cirurgia Digestiva (São Paulo), v. 22, n. 2, p. 50–51, 2009.

PASCUAL, S.; HERRERA, I.; IRURZUN, J. New advances in hepatocellular carcinoma. World Journal of Hepatology, v. 8, n. 9, p. 421–438, 2016.

PERINI, M. V. et al. Strategies To Increase Resected Liver Metastases in Patients With Colorectal Tumors. Arq Bras Cir Dig, v. 24, n. 4, p. 324–327, 2011.

SAÚDE, M. DA. PORTARIA No 600 , DE 26 DE JUNHO DE 2012. p. 1–9, 2012.

TAN, W. et al. Comparison of microwave ablation and radiofrequency ablation for hepatocellular carcinoma : a systematic review and meta-analysis. International Journal of Hyperthermia, v. 0, n. 0, p. 1–9, 2019.

XU, D. W.; WAN, P.; XIA, Q. Liver transplantation for hepatocellular carcinoma beyond the Milan criteria: A review. World Journal of Gastroenterology, v. 22, n. 12, p. 3325–3334, 2016.

ZHANG, B. et al. A review of radiofrequency ablation: Large target tissue necrosis and mathematical modelling. Physica Medica, v. 32, n. 8, p. 961–971, 2016.

26. AVALIAÇÃO DE TECNOLOGIAS EM SAÚDE NO DESENVOLVIMENTO RESPONSÁVEL DE EQUIPAMENTOS MÉDICO-ASSISTENCIAIS

Euler de Vilhena Garcia

Abstract

This chapter is about Health Technology Assessment (HTA) to a multidisciplinar audience of, with graduates and undergraduates from Health, Engineering and Technology altogether. It starts with HTA onset and its current status in Brazil, in order to show that this intended multidisciplinary audience is not a choice but a necessary condition to further development of the knowledge field. Later, the basis of new product development is used to present the concept of responsible development. We will argue that responsible development is born as a response to the fastpace technological evolution and to the exhaustion of some features of the current science and technology model, with the paradigm shifts needed and some of the initiatives already on course: Responsible Research and Innovation; Responsible Product Innovation; Responsible Innovation in Health and Corporate Social Responsibility. Finally, we highlight the differences between health technology assessment of medical equipments as compared to the assessment of other technologies and merge all chapter topics together on the reasoning that responsible development of medical equipments is made by the embedded HTA in the new product development processes – the Early HTA concept. To clarify the operational aspects related to the chapter concepts, we derive from technical literature a possible framework about which Early HTA methods should be used during each particular stage of new medical equipment development.

Resumo

Este capítulo aborda a Avaliação de Tecnologias em Saúde (ATS) para um público multidisciplinar, composto tanto por integrantes das áreas da Saúde, quanto das áreas tecnológicas. Constrói seu argumento a partir do seu surgimento da ATS e sua situação atual no Brasil para mostrar que esta audiência multidisciplinar não é uma escolha, mas uma necessidade para o desenvolvimento do campo. Introduz o conceito de desenvolvimento de produto para embasar o de desenvolvimento responsável. Apresenta o desenvolvimento responsável como uma reposta à evolução tecnológica acelerada e ao esgotamento de vários aspectos do modelo atual de ciência e tecnologia, ressaltando as mudanças de paradigma necessárias e as iniciativas já existentes: Responsible Research and Innovation; Responsible Product Innovation; Responsible Innovation in Health e Corporate Social Responsibility. Por fim, distingue os diversos pontos em que a avaliação de equipamentos médico-assistenciais difere da avaliação das demais tecnologias em saúde e junta todos os aspectos do capítulo sob o argumento de que o desenvolvimento responsável de equipamentos médicos-assistenciais necessariamente se dá através da incorporação da ATS no processo de desenvolvimento das novas tecnologias – o conceito da ATS Precoce. Para auxiliar o aspecto operacional dos conceitos apresentados, apresenta a partir da literatura revista um enquadramento possível de quais metodologias de ATS Precoce devem ser usadas em cada estágio do processo de desenvolvimento de equipamentos médicos-assistenciais.

26.1. Introdução

Equipamento médico-assistencial (medical equipment) é um tipo de dispositivo médico que necessita de calibração, manutenção, reparos, treinamento do usuário e desmontagem (decommissioning). Um dispositivo médico (medical device), por sua vez, é qualquer, artigo, instrumento, aparato ou aparelho usado na prevenção, diagnóstico ou tratamento de uma doença ou enfermidade, ou para detecção, medição, restauro, correção, ou modificação da estrutura ou função do corpo por algum motivo de saúde. Geralmente, seu desempenho não é obtido por meios farmacológicos, imunológicos ou metabólicos. Por fim, a tecnologia em saúde (health technology) inclui dispositivos, vacinas, medicamentos, procedimentos e sistemas desenvolvidos para resolver um problema de saúde ou melhorar a qualidade de vida. Todas estas definições são da Organização Mundial de Saúde [WHO, 2012]. As definições de ANVISA e Ministério da Saúde se baseiam nelas, com algumas variações de tradução.

Avaliação de tecnologias em saúde (ATS), do inglês health technology assessment (HTA), por sua vez, é a avaliação multidisciplinar e sistemática das propriedades, efeitos (previstos e imprevistos) e/ou impactos (diretos e indiretos) de uma dada tecnologia em saúde. É sempre orientada para a formação de políticas e tomada de decisões baseadas em evidências, conforme o contexto de sua realização [WHO, 2012].

Historicamente, a ATS surgiu no começo dos anos 1970 por causa da grande demanda social e de saúde devida ao surgimento da tomografia computadorizada, de custos exorbitantes na época. Era preciso uma metodologia de comparação, mas ela não surgiu do nada: emergiu do ramo de Avaliação de Tecnologia (TA – technology assessment) [Turchetti et al., 2010]. Uma definição moderna de TA diz que [Decker et al., 2004]

> *Technology assessment (TA) is a scientific, interactive and communicative process which aims to contribute to the formation of public and political opinion on societal aspects of science and technology.*

Em sua metodologia básica, TA pode ser resumida em 4 (quatro) passos metodológicos sob o acrônimo (em inglês) STIP: escopo, tecnologia, impactos (benéficos e maléficos) e política. É importante ressaltar que o uso privado de TA como inteligência de negócios é bastante similar, posto que a gestão de tecnologia interna a uma empresa é o equivalente privado da formação de políticas públicas [Braun, 1998].

O Brasil possui um bom corpo de diretrizes metodológicas disponíveis gratuitamente e uma rede crescente de entidades assistenciais e de pesquisas envolvidas com ATS, na Rede Brasileira de Avaliação de Tecnologias em Saúde (REBRATS – www.rebrats.saude.gov.br). Em 2014, a REBRATS era composta por 71 instituições filiadas, das quais 2 eram de engenharia biomédica, 1 de certificação de biomateriais, 1 de pesquisa clínica, 1 de economia da saúde, 6 órgãos de governos estaduais e 1 organismo internacional. As demais 59 instituições restantes eram todas da área de saúde: faculdades, institutos, fundações, hospitais públicos ou privados [Morais, 2014]. Essa predominância de filiação de entidades de saúde é resultado da grande associação de ATS com o paradigma da Saúde Baseada em Evidências. Dos 375 estudos brasileiros realizados e disponíveis no SISREBRATS[1] até 2014, cerca de 40,54% eram sobre medicamentos e 22,67% eram sobre produtos biológicos, pro-

1. Sistema de Informação da Rede Brasileira de Avaliação de Tecnologias em Saúde.

dutos e insumos para saúde, procedimentos clínicos ou cirúrgicos [Morais, 2014].

Não se critica aqui o foco ou a produção da REBRATS. O que se busca analisar são as consequências deste predomínio. Ele acabou praticamente alienando instituições de outras áreas de formação: o ramo original da avaliação de tecnologias é predominado por pesquisadores das áreas de ciências sociais, mas tais instituições apresentam representatividade mínima na área de ATS. A própria Avaliação de Tecnologias em Saúde surgiu historicamente pelo impacto de um equipamento complexo – a tomografia computadorizada – mas o conhecimento da área e a consequente participação de engenheiros ou demais profissionais de tecnologia ainda são bastante reduzidos. Até 2014, apenas 15,47% dos estudos eram sobre equipamentos e 21,05% eram estudos sobre sistemas de suporte, organizacionais ou de gestão [Morais, 2014].

Este capítulo busca fomentar o trabalho multidisciplinar entre profissionais de saúde e de tecnologia na área de ATS. Para isso, apresenta inicialmente um pequeno embasamento sobre o desenvolvimento de produto ao público da saúde e a avaliação de tecnologia em saúde ao público da tecnologia. Nesta abordagem, o ponto focal, comum a ambos os conceitos, são os equipamentos médico-assistenciais. A seguir, trata dos aspectos recentes para ambas as formações: o conceito de desenvolvimento responsável, as especificidades da ATS de equipamentos médico-assistenciais e, por fim, como a ATS pode contribuir ao desenvolvimento de novos equipamentos.

26.2. Desenvolvimento de produto

O Manual de Frascati, publicado pela Organização para Cooperação e Desenvolvimento Econômico (OCDE), é a base metodológica para levantamentos, formulações de políticas e comparações entre os países no que tange aos aspectos de Pesquisa, Desenvolvimento e Inovação. Desenvolvimento de produto remete ao conceito de desenvolvimento experimental utilizado [OCDE, 2002]:

> *O desenvolvimento experimental consiste em trabalhos sistemáticos baseados nos conhecimentos existentes obtidos por pesquisa e/ou experiência prática, tendo em vista a fabricação de novos materiais, produtos ou dispositivos, para estabelecer novos processos, sistemas e serviços ou melhorar consideravelmente os já existentes.*

A seguir, vamos comparar visões operacionais deste conceito de forma a ilustrar que os diferentes processos de desenvolvimento de produto tecnológico, ou dispositivo médico ou tecnologia em saúde possuem em si a mesma base do conceito Desenvolvimento Experimental.

Em Engenharia, é bastante disseminada a visão de Cooper sobre o processo de desenvolvimento de um produto tecnológico (do inglês, NPD – new product development), que possui 7 (sete) fases [Cooper, 1983]. A primeira fase é a IDEIA: gerada por motivos de mercado ou de disponibilidade tecnológica ("market pull" e "technology push", respectivamente), seguidos por uma triagem inicial da sua adequação em relação aos planos e à capacidade atual da empresa. A segunda fase é a AVALIAÇÃO PRELIMINAR: análises do potencial de mercado e da viabilidade técnica, com maior peso dos aspectos qualitativos na decisão de continuar ou não. A terceira fase é o CONCEITO: se inicia com a identificação do conceito através de um estudo de mercado que objetiva a definição das especificações-chave. A subetapa de desenvolvimento é a criação de um conceito operacional a partir das especificações levantadas. Por fim, há o segundo estudo de mercado, o teste do conceito desenvolvido. A quarta fase é o DESENVOLVIMENTO: segundo Cooper, envolve tanto o desenvolvimento

do protótipo (ou cabeça de produção) quanto o planejamento de publicidade e mercado (marketing plan). A quinta fase são os TESTES: abrangem tanto os testes técnico-funcionais in company quanto os testes de desempenho com potenciais clientes. A sexta fase é o ENSAIO (TRIAL): abrange as atividades de produção-piloto e de pré-comercialização, buscando avaliar os planejamentos de produção e mercadológico feito até o momento. A última fase é o LANÇAMENTO: é o começo da produção em escala comercial e a implantação completa de todo o planejamento mercadológico, com pontos de avaliação previstos para benchmarking.

Este conceito de NPD pode ser aplicado a um dispositivo médico, com algumas pequenas alterações, em 5 (cinco) etapas [Shah et al., 2009]. As três primeiras fases, Ideia, Avaliação Preliminar e Conceito, foram aqui agrupadas na etapa de CONCEITO. Este inclui tanto as etapas de geração-depuração de ideias quanto o desenvolvimento inicial do conceito do produto em si. Em seguida, ocorre a etapa de PROJETO (DESIGN): em que se fundem a parte final da fase de Conceito com a fase de Desenvolvimento de Cooper. Este estágio inclui o projeto (e eventuais reprojetos) do conceito e todo o desenvolvimento do protótipo final. A seguir, a etapa de TESTES E ENSAIOS (TRIALS): que corresponde à fase de Testes de Cooper, com as especificidades dos ensaios clínicos e pré-clínicos inerentes ao processo de desenvolvimento e registro de um dispositivo médico. A etapa de PRODUÇÃO corresponde ao que Cooper definiu como fase de ENSAIO. Por fim, a etapa de DESDOBRAMENTOS (DEPLOYMENT) que corresponde à fase de Lançamento, acrescida de uma preocupação maior por vigilância pós-comercialização e retorno dos usuários.

Aspectos específicos do desenvolvimento de uma tecnologia na área de saúde em geral são ressaltados na classificação em 4 (quatro) estágios envolvendo o tipo de pesquisa realizado [Ijzerman & Steuten, 2011]. Inicialmente, o estágio de PESQUISA BÁSICA: abrange a pesquisa sobre os mecanismos de ação ou sobre o funcionamento do produto e inclui também as etapas iniciais da definição do produto específico. O estágio seguinte é a PESQUISA TRANSLACIONAL: neste contexto, abrange os passos restantes para a definição do produto específico e a prova do princípio de funcionamento ou a prova de conceito. Nestes casos, muitas vezes envolvem ensaios pré-clínicos (in vitro, in silico, ex vivo, in vivo, conforme necessidade). Este estágio também engloba o desenvolvimento do protótipo funcional e o ensaio clínico de fase 1. Em seguida, há o estágio da PESQUISA CLÍNICA: este engloba os ensaios clínicos de fase 2 e 3 – críticos para o registro e comercialização do produto. Por fim, o estágio final de ACESSO AO MERCADO: este se caracteriza pela disponibilização comercial do produto; pela regulamentação de sua cobertura pelos sistemas público e privado de saúde (mediante pagamento ou reembolso); e pela tecnovigilância e pós-comercialização durante as diferentes fases de adoção de uso. A Tabela 1 resume e compara os diferentes modelos de desenvolvimento de produto.

Tabela 1: Comparação entre os diferentes modelos de desenvolvimento de um produto. PB – Pesquisa Básica; PT – Pesquisa Translacional; PC – Pesquisa Clínica; AM – Acesso ao Mercado.

Fases [Cooper, 1983]	Etapas [Shah et al., 2009]	Estágios [Ijzerman & Steuten, 2011
I. Ideia	#1. Conceito	PB: Pesquisa sobre os mecanismos de ação ou funcionamento
II. Avaliação preliminar		PB, PT: Definição do produto específico
III. Conceito		PT: Prova do princípio de funcionamento ou do conceito
IV. Desenvolvimento	#2. Projeto	PT: Desenvolvimento do protótipo funcional
V. Testes	#3. Testes e ensaios	PT: Ensaio clínico Fase I
		PC: Ensaio clínico Fase II
		PC: Ensaio clínico Fase III
VI. Ensaio (trial)	#4. Produção	AM: Disponibilização
		AM: Cobertura pelo sistema público
		AM: Reembolso pelo sistema público
VII. Lançamento	#5. Desdobramento	AM: Adoção de uso

26.2.1 Responsabilidade no desenvolvimento tecnológico

Existe uma aceitação implícita por grande parte das pessoas de que soluções técnicas ou tecnológicas podem resolver problemas sociais. Talvez, posto assim, de forma direta, isso seja chocante; mas é muito fácil achar exemplos. Radares de velocidade e airbags existem – a princípio – para coibir excessos de velocidade e diminuir riscos de danos sérios e óbitos devidos a acidentes de trânsito, respectivamente. São soluções tecnológicas para o problema social de falta de educação no trânsito. Outros exemplos são suplementos vitamínicos para dietas pobres em nutrientes e alimentos geneticamente modificados para resistência a pragas e maior produtividade, soluções tecnológicas para problemas econômicos, sociais e de saúde pública de falta de acesso à comida de qualidade [Johnston, 2018].

Existem exemplos mais críticos. Brinquedos inteligentes (do inglês smart toys) filmam e/ou gravam as crianças como mecanismo de interação nos momentos de solidão, mas são um risco à privacidade [Taylor & Michael, 2016]. Ou um ainda maior risco potencial de perda de privacidade e manipulação existe em forma latente com a capacidade de monitoramento e intervenções na vida privada que são passíveis de execução via o uso de Dispositivos Médicos Pessoais (PMD, Personal Medical Devices), a depender do contexto em que tais dispositivos e/ou seus dados coletados são utilizados por autoridades regulatórias, gestores de recursos humanos de corporações, pesquisadores clínicos, desenvolvedores de produtos médicos, entre outros [Lynch & Farrington, 2018].

Percebe-se, então, os desafios de abordar as necessidades no formato atual – reducionista nos requisitos, imediatista nos resultados. Mas o que se quer dizer com conduta responsável? A palavra responsabilidade tem sua origem no latim respondere, e se refere originalmente à

defesa ou justificativa de ações e inações, se estendendo também a opiniões defendidas e valores adotados por alguém [Iatridis & Schroeder, 2016]. Na prática, pode ter vários significados com interpretações retrospectivas e prospectivas, a depender de diferentes contextos e culturas (Tabela 2).

Significados com interpretação retrospectiva se referem a uma avaliação de responsabilidade relacionada com fatos ou ações que já aconteceram. Possuem foco no individuo e estão relacionados com a ideia de imputação de algo a alguém [Pellé, 2016]. De modo geral, possuem uma conotação negativa, da relação de um indivíduo com um ato de consequências danosas. Exceção feita para o significado de autoria, que também pode estar relacionado com a atribuição de elogios ao agente [Poel & Sand, 2018]. Existe uma gradação crescente nestes significados, no sentido causa ⇒ autoria ⇒ reparação ⇒ prestação de contas. Todo autor está associado ao fato por ele causado (logo, pressupõe uma causa). Toda reparação deve ser feita pelo autor responsável pelos danos. Toda prestação de contas decorrente de mecanismos legais ou sociais implica em reparação por danos.

Tabela 2: Diferentes significados de responsabilidade, com o termo original em inglês para melhor esclarecimento do conceito [Pellé, 2016][Poel & Sand, 2018]. Para cada significado há a indicação se é uma interpretação retrospectiva ou prospectiva. Legenda: [a] Quando a prestação de contas é decorrente de um mecanismo social ao legal. [b] Quando a prestação de contas é decorrente de uma vontade própria do agente.

Responsabilidade como		
causa	(cause)	Retrospectiva
autoria (positiva ou negativa)	(blameworthiness; praiseworthiness)	Retrospectiva
reparação legal ou moral	(liability)	Retrospectiva
prestação de contas, por relação contratual ou pessoal	(accountability)	Retrospectiva[a] Prospectiva[b]
tarefa atribuída ou papel a ser desempenhado	(task; role)	Prospectiva
autoridade	(authority)	Prospectiva
capacidade	(capacity)	Prospectiva
obrigação moral, devida à ética profissional ou aos valores do indivíduo	(obligation)	Prospectiva
Responsividade (resposta ou reação com sensibilidade ao contexto)	(responsiveness)	Prospectiva
virtude	(virtue)	Prospectiva
	Termo original em inglês	**Tipo de interpretação**

Por sua vez, significados com interpretação prospectiva se referem a uma projeção no futuro de que ações deveriam ser feitas ou evitadas, do que seriam objetivos desejáveis, e quais decisões deveriam ser tomadas para que tais objetivos fossem atingidos da melhor forma possível. De modo geral, possuem uma conotação positiva, de inspiração por condutas ou intenções, de visões e disposições baseadas em um horizonte normativo. Alguns destes significados são de natureza descritiva, isto é, estão associados a alguma atividade (profissional ou não). E a descrição da situação é suficiente para a determinação da responsabilidade. Aqui também existe uma gradação crescente nestes significados, no sentido de tarefa (ou papel) ⇒ autoridade ⇒ capacidade. Outros significados prospectivos são de natureza normativa, ou seja, são baseados em uma apreciação do que é bom, ou justo, ou das boas práticas. A determinação da responsabilidade pelos resultados ou a cadeia de eventos é baseada na avaliação das convenções ou normas que se aplicam. Neste caso, a gradação crescente existe no sentido: prestação de contas por vontade do agente ⇒ obrigação ⇒ responsividade ⇒ virtude [Pellé, 2016].

A ótica atual de responsabilidade pessoal ou empresarial é de viés retrospectivo e negativista: busca responsabilizar apropriadamente os autores após algo danoso ter ocorrido. Estes, por sua vez, buscam atender às legislações pertinentes para evitar tais penalizações. Fica a impressão de "o que não está dito que não pode, é permitido". Parte do descrédito também acontece com a enorme quantidade de recalls feitos por fabricantes nos últimos anos: casos recentes são as adulterações de emissão de poluentes em veículos diesel feitas pelo Grupo Volkswagen (afetou aproximadamente 10,5 milhões de veículos); os problemas com o Samsung Galaxy Note 7 (aproximadamente 2,5 milhões de aparelhos) [Zhu et al., 2018]; ou, ainda, o caso dos airbags Takata, que abrangem atualmente 50 milhões de airbags em 37 milhões de veículos e cuja previsão atual é pelo recall de 65-70 milhões de airbags em todo o mundo até dezembro de 2019[2]. Tantos e tão frequentes erros e reparações, decorrentes de ciência e tecnologia de má qualidade, esgotaram este modelo de responsabilidade. E o esgotamento do modelo atual erodiu a base de confiança da sociedade com a ciência e tecnologia.

As consequências disso? Catastróficas em longo prazo. Os rápidos avanços tecnológicos, a grande difusão de conhecimento pelas mídias, a dependência crescente dos estilos de vida com as novas tecnologias e a crescente convergência entre engenharia e políticas públicas, tudo isso, faz com que o engenheiro precise desenvolver uma capacidade de interação e percepção social além do que foi ensinado ou está acostumado [Seely, 2005]. Isso será impossível com uma desconfiança latente e perene da sociedade. Da mesma forma, a aceitação de tecnologias novas ou emergentes perpassa por três fatores principais: riscos avaliados, confiança e benefícios percebidos. E dentre os principais benefícios, facilidade de uso e uso percebido [Dreyer, et al., 2017]. Assim, sem a confiança da sociedade, o desenvolvimento tecnológico também perde suas amarras: aumentarão as dificuldades de financiamento de novas pesquisas e novas tecnologias, bem como a introdução com sucesso de novos produtos tecnológicos no mercado. Há muita coisa em risco aqui, neste momento de transição.

26.3. O conceito de desenvolvimento responsável e suas principais iniciativas

O Desenvolvimento Responsável pressupõe uma mudança para o paradigma de responsabilidade prospectiva e positiva. A responsabilidade pela tecnologia deve ser inerente e não externa ao processo de desenvolvimento. Envolvidos devem buscar assumir responsabilidades (*assuming responsibility*) em vez de serem responsabilizados (*holding responsibility*). As decisões de gestão de tecnologia devem se preocupar em como a pesquisa e o desenvolvimento são realizados em vez de apenas decidir se autoriza, aprova ou adota o projeto, a pesquisa ou o uso da tecnologia em questão [Doorn & Fahlquist, 2010]. Em particular, os significados de responsabilidade como obrigação, resposta sensível ao contexto ou virtude são os mais úteis nessa nova perspectiva ética do desenvolvimento [Pellé, 2016] [Poel and Sand, 2018]. Uma ética que não é vista como um fator de contraponto aos avanços tecnológicos e sim ética como fator de projeto [Von Schomberg, 2011]. Uma eficiência ética que permita um melhor aproveitamento da realidade e dos seus desafios [Lenoir, 2016].

2. Dados obtidos no site oficial da *National Highway Traffic Safety Administration* – NHTSA, https://www.nhtsa.gov/equipment/takata-recall--spotlight.

O conceito de desenvolvimento responsável extrapola o conceito de desenvolvimento sustentável, conforme disposto em seu texto original. O Relatório Brundtland, em que "as necessidades do presente são atendidas sem comprometer a capacidade das futuras gerações de atenderem suas próprias necessidades". As realidades social, econômica e mercadológica de hoje são bem diferentes das do final da década de 1980, quando o conceito de desenvolvimento sustentável surgiu. A capacidade de inovação atual possui impactos tão rápidos e profundos nas sociedades que há necessidade de se integrar os objetivos finais, estratégias usadas e consequências decorrentes da inovação como aspectos críticos de desenvolvimento, aspectos não abordados no desenvolvimento sustentável [Scholten et al., 2014].

O principal modelo de desenvolvimento responsável é a iniciativa da RESPONSIBLE RESEARCH AND INNOVATION – RRI (ou Pesquisa e Inovação Responsáveis). Uma de suas definições operacionais mais utilizadas diz que [Von Schomberg, 2011]

> *Responsible Research and Innovation is a transparent, interactive process by which societal actors and innovators become mutually responsive to each other with a view to the (ethical) acceptability, sustainability and societal desirability of the innovation process and its marketable products (in order to allow a proper embedding of scientific and technological advances in our society).*

Cabe aqui repassar os principais pontos desta definição. Ela indica o processo como interativo. Isso está de acordo com as ideias atuais de inovação e a evolução dos modelos de inovação ao longo dos séculos XX e XXI [Žižlavský, 2013]. Também explicita que os atores da sociedade e os inovadores são mutuamente responsivos entre si em relação ao processo e aos possíveis produtos. Pois bem, incluir os atores envolvidos da sociedade como interessados no processo (isto é, stakeholders) é um grande desafio presente. Essa responsabilidade mútua não é possível nos moldes atuais de assimetria de informação e desequilíbrio de investimento (econômico e de alocação de tarefas) entre os interessados no processo, o que faz com que vozes diferentes possuam pesos diferentes nas decisões [Blok & Lemmens, 2015]. A mudança de paradigma para uma responsabilidade de significado positivo e prospectivo – explicada anteriormente – seria a única forma viável de se evitar os problemas de diluição da responsabilidade individual na responsabilização coletiva, (i.e., todo mundo e ao mesmo tempo ninguém é responsável) [Pellé, 2016].

Ao seu final, esta definição explicita que se busca algo além de sustentabilidade, incluindo também a aceitabilidade ética e a desejabilidade social. Para isto, existe um arcabouço bem aceito de quais seriam as principais dimensões a serem levadas em consideração para que esses aspectos sejam obtidos [Stilgoe et al., 2013]:

- ANTECIPAÇÃO. Aqui se busca uma alternativa aos métodos de estimativas baseadas em riscos a partir de métodos de prospecção, avaliação de tecnologia, monitoramento do horizonte ou planejamento de cenários. O principal é reconhecer as complexidades e incertezas da coevolução de tecnologias e sociedades, e desta forma, evitar as armadilhas de um determinismo tecnológico;
- REFLEXIVIDADE. Aqui se busca ir além da autocrítica profissional que se espera de um cientista. A preocupação principal é com a autocrítica dos atores institucionais – laboratórios, universidades, órgãos de fomento, agências reguladoras, entre outros – e a capacidade destas instituições de fomentar nos cientistas uma percepção do contexto ético-social do seu trabalho.
- INCLUSÃO. Aqui se busca um fomento ao diálogo público com todos os interessados envolvidos no assunto, mas sem buscar simplesmente substituir o atual formato de decisão por outro formato dito participativo, porém desfigurado de tal forma pelo enquadramento e condução que aconteça a mera substituição de um poder decisório por outro. Na

evolução dos modelos de inovação e desenvolvimento, existem várias iniciativas centradas no usuário, modelos open, open source e networked. No que tange à pesquisa, é necessário um esforço de comunicação por parte dos cientistas e um esforço de educação científica por parte das sociedades.

- RESPONSIVIDADE. Aqui se busca a criação de um sistema de pesquisa, desenvolvimento e inovação que seja ao mesmo tempo produtivo, resiliente e adaptativo ao contexto e aos desafios da sociedade.

No que tange à iniciativa RRI, os aspectos referentes à prática da pesquisa estão atualmente mais consensuais do que os referentes à prática da inovação em si [L'Astorina & Fiore, 2017]. Isto ocasionou alguns desdobramentos, metodologias desenvolvidas a partir destes preceitos para tentar abordar especificidades de um dado campo de aplicação. Entre estas, está a RESPONSIBLE PRODUCT INNOVATION – RPI (ou Inovação Responsável de Produto). Esta preconiza que o conceito de qualidade de produto não assegura a segurança de uso em si, vista a trajetória de evolução do próprio conceito: de uma excelência inata passando por conformidade com os requisitos, quantidade de atributos desejáveis, satisfação das expectativas do cliente, e até a ideia atual de excelência possível em um sistema de valores do cliente. Desta forma, e por todos os problemas de danos causados e recalls recentes de tecnologia, a inovação responsável de produto pressupõe a segurança em primeiro lugar [Zhu et al., 2018].

Outros autores abordam uma explicação do que se traduz por Inovação Responsável em termos operacionais com uso de 3 (três) eixos básicos para nortear todo o processo de inovação em si: QUESTIONAR sempre as soluções a serem desenvolvidas para as necessidades individuais ou mercadológicas de nicho. Eventualmente, nem todas as necessidades merecem de fato ser atendidas; MONITORAR e gerenciar os impactos diretos da inovação. É importante perceber em que condições é possível realizar tal monitoramento; CONSIDERAR os impactos indiretos da inovação em questão. Aqui, é importante perceber o quanto se é capaz (ou não) de identificar as consequências desta inovação nos diferentes estilos de vida [Scholten et al., 2014].

Na área da Saúde, surge a RESPONSIBLE INNOVATION IN HEALTH – RIH (ou Inovação Responsável em Saúde) como uma abordagem para contextualizar melhor as perspectivas da iniciativa RRI no setor de saúde em geral e ao complexo industrial da saúde em particular. Assim, a RIH possui 5 (cinco) domínios principais, alguns analisados em várias dimensões [Pacifico-Silva et al., 2018] (Tabela 3).

Tabela 3: Principais aspectos da Responsible Innovation in Health [Pacifico-Silva et al., 2018].

Domínio	Dimensões avaliadas
Saúde da população	Relevância do problema sanitário
	Aspectos legais, sociais e éticos relacionados à inovação
	Promoção (ou não) da equidade
Sistema de saúde	Inclusão dos interessados (stakeholders) no desenvolvimento
	Ajuste do nível de cuidado à equidade e sustentabilidade do sistema
	Responsividade a diferentes contextos
Econômico	Frugalidade da inovação
Organizacional	Modelo de negócios idealizados e o conceito de valor proposto
Ambiental	Impactos ambientais ao longo do ciclo de vida

O outro grande modelo de desenvolvimento responsável é a Responsabilidade Social Corporativa (do inglês Corporate Social Responsibility – CSR). Este conceito evoluiu muito desde sua primeira formulação. Quando formulado pela primeira vez, na década de 1960, a responsabilidade social de uma companhia era gerar lucro em suas atividades, sem enganações ou fraudes de qualquer tipo. A preocupação era com os negócios e os interesses dos acionistas. A visão atual é bem diferente. A prioridade é o bem-estar do ser humano e a preocupação envolve todos os interessados: acionistas, empregados, fornecedores, organizações não governamentais, governos, clientes e comunidades locais [Iatridis & Schroeder, 2016]. A norma ISO26000 define Responsabilidade Social Corporativa como "a responsabilidade de uma organização pelos impactos de suas decisões e atividades na sociedade e no meio ambiente, mediante uma atuação ética e transparente" [Dreyer et al., 2017].

É natural a comparação entre a ideia de Responsabilidade Social Corporativa (CSR) e a ideia de Pesquisa e Inovação Responsáveis (RRI). Do ponto de vista do ciclo de vida da inovação, CSR atinge todos os seus estágios: Desenvolvimento, Introdução, Crescimento, Maturidade e Obsolescência. RRI, por outro lado, se concentra apenas no estágio de desenvolvimento, porém compensa seu menor escopo com maior profundidade de atuação. Cresce o entendimento de que são metodologias complementares em vários aspectos, que ambas podem se beneficiar uma da outra [Dreyer et al., 2017]. Alguns pesquisadores, inclusive, propõem o uso das metodologias e padrões internacionais de CSR como ferramentas de auxílio de implantação da RRI em ambientes corporativos [Iatridis & Schroeder, 2016].

26.4. Avaliação de tecnologias em saúde (ATS) de equipamentos médico-assistenciais

Uma Avaliação de Tecnologia em Saúde também segue em linhas gerais o acrônimo em inglês STIP: Escopo (contexto de interesse e aspectos relevantes), Tecnologia (caracterização, infraestrutura necessária, procedimentos associados), Impactos (positivos e negativos), Política (recomendações) – porém com suas próprias especificidades.

Em termos operacionais, se inicia com a pesquisa da evidência disponível a respeito da tecnologia de interesse (estudos primários ou revisões; dados epidemiológicos; inquéritos; entrevistas; dados de serviços de saúde; informações do fabricante). Os passos seguintes são: (ii) seleção dos melhores estudos; (iii) sistematização e tabulação dos dados obtidos; (iv) aplicação de métodos computacionais, matemáticos, estatísticos ou econômicos, conforme o tipo de avaliação a ser realizado; (v) resumo da evidência com recomendações a respeito da comparação fundamental definida no escopo: a intervenção de interesse versus a(s) tecnologia(s) alternativa(s). As diversas diretrizes metodológicas brasileiras dão maiores detalhes a respeito de cada passo metodológico, com as devidas especificidades para cada tipo de produção de ATS (Tabela 4).

Tabela 4: Diretrizes metodológicas brasileiras existentes. Todas estão disponibilizadas no site da REBRATS, pelo link http://rebrats.saude.gov.br/diretrizes-metodologicas.

Diretrizes publicadas, agrupadas por categorias	
ROBIS, Risk Of Bias In Systematic Reviews – Ferramenta para avaliar o risco de viés em revisões sistemáticas: orientações de uso	Aspectos qualitativos
Sistama GRADE: manual de graduação da qualidade da evidência e força de recomendação para a tomada de decisão em saúde. 1ª edição.	
Manual de revisões sistemáticas; Elaboração de revisão sistemática e metanálise de estudos de acurácia diagnóstica. 1ª edição; Elaboração de revisão sistemática e metanálise de estudos observacionais comparativos sobre fatores de risco e prognóstico. 1ª edição.	Redação de diferentes produtos de ATS
Elaboração de pareceres técnico-científicos. 4ª edição.	
Elaboração de estudos para avaliação de equipamentos médico-assistenciais; Estudo de caso: sistema de cirurgia robótica	
Manual de Impacto Orçamentário	
Diretriz de Avaliação Econômica. 2ª edição.	
Guia de ATS para Atenção Básica.	Guias
Ferramentas para a adaptação de diretrizes clínicas	
EUNETHTA – Handbook on HTA Capacity Building;	
Guia para a construção de capacidades em ATS nas organizações da EUnetHTA. Versão resumida e adaptada ao idioma português.	
Monitoramento do horizonte tecnológico em saúde no âmbito da REBRATS	Estudos específicos realizados
Mapeamento e Diagnóstico da Gestão de Equipamentos Médicos-Assistenciais nas Regiões de Atenção à Saúde do Projeto QUALISUS.	

Quando se busca avaliar a efetividade clínica de equipamentos médico-assistenciais, se percebe que estes são bastante diferentes em relação às demais tecnologias em saúde. Equipamentos sofrem alterações de versão muito rapidamente, sejam atualizações de hardware, software, firmware ou novas funcionalidades. Os resultados clínicos devidos a um equipamento também dependem do usuário operador: seu treinamento, sua competência e sua experiência com o equipamento em si ou similar. [Tarricone et al. 2017a]

As diferenças são ainda maiores quando se busca avaliar relação custo-efetividade de um equipamento. Aquelas citadas anteriormente afetam seus resultados clínicos e, por conseguinte, sua efetividade. Mas existem também diferenças relativas a custos. Equipamentos apresentam uma flutuação de preços muito maior do que medicamentos. Os custos de um equipamento não envolvem apenas a aquisição da ferramenta, mas também incluem gastos com insumos, manutenção e adequações de infraestrutura. Este segundo componente dos custos, faz com que os valores totais apurados variem bastante, conforme o contexto de uso do equipamento analisado [Tarricone et al., 2017a]

Desta forma, os métodos a serem aplicados nas análises de equipamentos médico-hospitalares precisam ser diferenciados em relação à simples translação das metodologias aplicadas em tecnologias clínicas ou medicamentos. Existe, portanto, um grande espaço para a definição de metodologias e pesquisa científica a este respeito. Mas já existe um consenso sobre que metodologias precisam ser desenvolvidas ou adaptadas para as ATS de equipamentos médico-assistenciais [Tarricone et al., 2017b]:

- Para estudos de ATS em equipamentos recém-lançados, a síntese de evidências deve se preocupar menos com a relativa falta de estudos clínicos randomizados pré-lançamento (quando comparados com medicamentos) e se basear na integração de estudos observacionais e estudos-piloto. Caso o equipamento esteja no mercado há mais tempo, devem-se buscar dados dos estudos de pós-comercialização e de registros clínico-administrativos. Em ambas as situações, ferramentas de análise de vieses devem sempre ser usadas.
- Na realização de estudos primários para obtenção de evidências, equipamentos devem ser considerados intervenções complexas para fins de desenvolvimento de metodologia. Devem ser levados em conta fatores como interface equipamento--usuário, desenvolvimentos incrementais (e.g., atualização de firmware; troca de bateria; novos acessórios ou funcionalidades), possíveis variáveis de confusão provenientes de contexto (e.g., instalações – existente e mínima recomendada; experiências prévias e preferências do operador; grau de dependência do usuário; fatores demográficos, sociais, econômicos e sanitários que encorajam ou desencorajam a realização de determinados procedimentos).
- Curvas de aprendizado devem ser sempre levadas em consideração nas análises econômicas de equipamentos. Elas podem ser obtidas a posteriori a partir de bancos de dados de registros administrativos. Por outro lado, pesquisas sobre metodologias de estimação de curvas de aprendizagem são importantes para avaliação dos impactos organizacionais, custos de treinamento, análise da difusão da inovação e recomendações para aquisição.
- Monitoramento das ações do fabricante é importante para avaliação da adoção de novos equipamentos, posto que muitas das decisões de adoção dependam de práticas pós-venda.
- Recomendações de aprovação condicionadas a mais evidências podem ser detalhadas com o tipo de pesquisa a ser financiada pelos fabricantes.

26.4.1 O contexto da ATS no desenvolvimento responsável

A análise do mercado americano mostrou que diminuiu o impacto da pesquisa biomédica na sociedade americana a partir do ano 2000 em diante, apesar da maior quantidade de dinheiro gasto. O maior orçamento resultou em mais publicações e mais patentes de utilidade, porém com menos entidades moleculares novas registradas no FDA, e não se perceberam ganhos relacionados à expectativa de vida dos americanos (medida usada como proxy do impacto social da pesquisa). Em resumo, maiores gastos não resultaram em mais inovações terapêuticas [Bowen & Casadevall, 2015].

O envelhecimento da população em geral e o maior número de idosos ativos estão entre os fatores que aumentam a demanda por equipamentos e serviços médicos. Porém o desenvolvimento de equipamentos médico-assistenciais é ameaçado por fatores como: falta de cooperação forte entre a indústria e a academia; falta de cooperação entre centros de pesquisa; coordenação e padronização insuficiente do processo de desenvolvimento na indústria de dispositivos médicos [Kuca et al., 2015]. Este é o cenário atual descrito na União Europeia, mas qualitativamente parece muito similar ao brasileiro.

Uma pesquisa sobre o desenvolvimento de 68 dispositivos produzidos por 38 fabricantes distintos revelou que 65% deles relatam o envolvimento do usuário final no processo de desenvolvimento de produtos novos, porém não houve distinção estatística deste envolvimento em produtos com relação ao maior ou menor sucesso comercial [Brown et al., 2008]. Há vários fatores complicadores, a começar pela definição de quem é o usuário final. Em se tratando de equipamentos médico-assistenciais existem 3 (três) classes de usuário final: profissionais da saúde, pacientes e cuidadores leigos. E entre os profissionais da saúde é importante ressaltar a contribuição das formações não-médicas (e.g., enfermeiros, fisioterapeutas, entre outros) [Hani & Marcellis-Warin, 2016]. São muitos pontos de vistas diferentes a serem levados em conta na aplicação de metodologias de projeto centrado ao usuário, em contextos muitas vezes distintos [Sharples et al., 2012] e abordagens diferentes de desenvolvimento [Lehoux et al., 2013].

Estes desafios fizeram com que os fabricantes historicamente adotassem uma visão pragmática: consultar apenas os médicos mais experientes, pensando também nos possíveis compradores e nos experimentos clínicos de validação; e não envolver pacientes como usuários para não ter custos adicionais, tempo extra até o mercado ou ainda incorrer em aprovações de comitês de ética e pesquisa, o que poderia gerar substanciais atrasos no cronograma de desenvolvimento [Money, et al., 2011] [Shah & Robinson, 2007]. Este paradigma de inovação em dispositivos médicos está em xeque, mas a transição para um novo modelo ainda não se completou. Os principais desafios atuais para todos os envolvidos (e.g., fabricantes, agências reguladoras, investidores e órgãos de fomento, profissionais, leigos e pacientes) são: (i) o fato de que dispositivos (e, por conseguinte, equipamentos) médicos não são medicamentos; (ii) as metodologias de financiamento para novos fabricantes de equipamentos médicos-assistenciais nos estágios iniciais de suas empresas; (iii) a falta de esforços colaborativos em geral e parceiras público-privadas, em particular; (iv) as incertezas regulatórias e de reembolso para equipamentos inéditos [Engelberg Center, 2014].

É neste ponto que a ATS pode auxiliar o processo de desenvolvimento de novos equipamentos médico-assistenciais. Suas metodologias e análises são capazes de gerar avaliações multidisciplinares para cada fase do processo e resultados que servem de dados para a decisão de seguir adiante, pivotar ou abandonar o processo em algum de seus estágios [Turchetti et al., 2010]. Entretanto, a ATS durante o processo de desenvolvimento não é exatamente igual à ATS convencional (mainstream Health Technology Assessment) [Ijzerman & Steuten, 2011]. Para fins de diferenciação, aquela é denominada de ATS Precoce (early Health Technology Assessment), com suas principais diferenças descritas na Figura 26.1.

Figura 26.1: Principais distinções entre a ATS Precoce e a ATS Convencional

Fonte: Ijzerman e Steuten, 2011

O emprego das metodologias de Avaliação de Tecnologia (technology assessment) também são vistas como fundamentais para a implantação do desenvolvimento responsável, tanto em geral [Von Schomberg, 2011] [Poel et al., 2017], quanto a ATS em particular para o desenvolvimento de novas tecnologias em saúde [Demers-Payette et al., 2016]. De fato, o ambiente da indústria de tecnologia médica é um dos mais favoráveis ao desenvolvimento responsável (em particular, da RRI) devido as suas características específicas de regulação técnico-sanitária e amplo impacto econômico-social [Auer & Jarmai, 2017] e dos desafios atuais no processo de desenvolvimento [Engelberg Center, 2014], já citados anteriormente.

O resultado desta confluência de fatores e perspectivas é a cada vez maior aplicação de métodos para avaliar a eficiência e efetividade de novos equipamentos médicos-assistenciais em desenvolvimento, porém ainda não há um entendimento claro sobre como usá-los, que evidências obter ou qual o seu impacto nos processos de decisão [Markiewicz et al., 2017]. Isto acontece porque a seleção da metodologia a ser empregada depende principalmente da fase de desenvolvimento da tecnologia. Desta forma, partiu-se dos 5 (cinco) estágios de desenvolvimento de produto (vide Tabela 1)[Shah et al, 2009] – Conceito; Projeto; Testes e Ensaios; Produção; Desdobramentos – como arcabouço de ordenação da aplicação dos principais métodos de interação/inclusão do usuário [Markiewicz et al., 2014] [Institoris & Bligard, 2014] e das metodologias de ATS precoce em geral [Ijzerman & Steuten, 2011]. (Tabela 5).

Tabela 5: Resumo dos principais métodos de interação ou inclusão do usuário e metodologias de ATS Precoce usados nas diferentes etapas de desenvolvimento. Fontes bibliográficas consultadas: a – (Shah et al., 2009); b – (Institoris & Bligard, 2014); c – (Markwieckz et al., 2014); d – (Ijzerman & Steuten, 2011). Etapas de desenvolvimento: #1 – Conceito; #2 – Projeto; #3 – Testes e Ensaios; #4 – Produção; #5 – Desdobramentos. As células sem citações são marcadas com pontos.

Métodos	Etapas de desenvolvimento				
	#1	#2	#3	#4	#5
Brainstorm	a; b	a	.	.	.
Discussões com usuários	c	b	a	.	.
Etnografia	a	.	.	.	a
Reuniões com especialistas; Delphi; Workshops	a	c	b	.	a; b
Grupos focais	a; c	c	.	.	a
Entrevistas	a; c	a; c	a	.	a
Observações	.	a	a	.	.
Pesquisa de opinião	.	.	.	.	a
Testes de usabilidade	b	a	a	.	.
Seminários produtores-usuários	a	a	.	.	.
Avaliação por usuários	.	a; c	b	.	b
Análise/Revisão de literatura	c	c	.	.	.
Revisão por pares	c	.	.	.	.
Construção do perfil de usuário	c	.	.	.	.
Discrete-choice modeling	c; d	d	d	d	d
Redação de casos de uso; casos de negócios	c; d	c; d	d	d	d
Análise de Headroom	c	c	.	.	.
Análise custo-efetividade	c	c	.	.	.
Análise de sensibilidade probabililística	c	c	.	.	.
Potential Years of Life Lost	.	c	.	.	.
Análise custo-benefício; Análise custo-utilidade	.	c	.	.	.
Indicadores de custo de oportunidade; ROI	.	c	.	.	.
Construção de cenários;	.	c	.	.	.
Prospecção baseada em dados epidemiológicos	.	c	.	.	.
Analytic Hierachy Process	d	c; d	d	.	.

Tabela 5 (continuação): Resumo dos principais métodos de interação ou inclusão do usuário e metodologias de ATS Precoce usados nas diferentes fases de desenvolvimento. Legenda: a – (Shah et al., 2009); b – (Institoris & Bligard, 2014); c – (Markwieckz et al., 2014); d – (Ijzerman & Steuten, 2011). #1 – Conceito; #2 – Projeto; #3 – Testes e Ensaios; #4 – Produção; #5 – Desdobramentos. As células sem citações são marcadas com pontos.

Métodos (continuação)	Etapas [Shah et al, 2009]				
	#1	#2	#3	#4	#5
Análise por Árvore de Decisão	.	c	.	.	.
Payback da análise da pesquisa	d	.	.	.	.
Avaliação de Impacto em Saúde	d	d	d	.	.
Real Option Analysis	d	d	d	d	d
Early health economic modeling	d	d	d	d	d
Sistemas de monitoramento do horizonte	.	.	d	.	.
Simulações de ensaios clínicos	.	.	d	.	.
Análise de valor da informação	.	.	d	d	d

Por fim, a superposição entre métodos e a correspondência entre diferentes referências pode ser ainda maior, visto que várias das metodologias de ATS Precoces fazem uso destes métodos de interação ou inclusão de usuários como parte destes procedimentos.

Referências

Anderson, C. (Ed.). (2017). Overcoming Challenges to Infusing Ethics into the Development of Engineers. National Academies Press.

Auer, A., & Jarmai, K. (2017). Implementing Responsible Research and Innovation Practices in SMEs: Insights into Drivers and Barriers from the Austrian Medical Device Sector. Sustainability, 10, 17.

Blok, V., & Lemmens, P. (2015). The Emerging Concept of Responsible Innovation. Three Reasons Why It Is Questionable and Calls for a Radical Transformation of the Concept of Innovation. In: Bert-Jaap Koops, Ilse Oosterlaken, Henny Romijn, Tsjalling Swierstra, & Jeroen van den Hoven (Eds.), Responsible Innovation 2 (pp. 19-35). Springer International Publishing.

Bowen, A., & Casadevall, A. (2015). Increasing disparities between resource inputs and outcomes, as measured by certain health deliverables, in biomedical research. Proceedings of the National Academy of Sciences, 112, 11335-11340.

Braun, E. (1998). Technology in Context: Technology Assessment for Managers. ROUTLEDGE.

Brown, A., Dixon, D., Eatock, J., Meenan, B. J., & Young, T. (2008). A survey of success factors in new product development in the medical devices industry. Engineering Management Conference, 2008. IEMC Europe 2008. IEEE International, (pp. 1-5).

Cooper, R. G. (1983). A process model for industrial new product development. IEEE Transactions on Engineering Management, 2-11.

Decker, M., Ladikas, M., Stephan, S., & Wütscher, F. (Eds.). (2004). Bridges between Science, Society and Policy. Springer Berlin Heidelberg.

Demers-Payette, O., Lehoux, P., & Daudelin, G. (2016). Responsible research and innovation: a productive model for the future of medical innovation. Journal of Responsible Innovation, 3, 188-208. 659

Doorn, N., & Fahlquist, J. N. (2010). Responsibility in Engineering: Toward a New Role for Engineering Ethicists.Bulletin of Science,Technology & Society,30,222-230.

Dreyer, M., Chefneux, L., Goldberg, A., Heimburg, J., Patrignani, N., Schofield, M., & Shilling, C. (2017). Responsible Innovation: A Complementary View from Industry with Proposals for Bridging Different Perspectives. Sustainability, 9, 1719.

Engelberg Center for Health Care Reform (2014). Biomedical Innovation: Identifying Challenges and Prioritizing Needs for Medical Device Innovation. Brookings.

Hani, S., & Marcellis-Warin, N. (2016). Open Innovation and Involvement of End-Users in the Medical Device Technologies' Design & Development Process: End-Users' Perspectives. Technology and Investment, 07, 73-85.

Iatridis, K., & Schroeder, D. (2016). Responsible Research and Innovation in Industry. Springer International Publishing.

Ijzerman, M. J., & Steuten, L. M. (2011). Early assessment of medical technologies to inform product development and market access. Applied health economics and health policy, 9, 331-347.

Institoris, M., & Bligard, L.-O. (2014). Human factors engineering as a supportive tool for lean product development. DS 81: Proceedings of NordDesign 2014, Espoo, Finland 27-29th August 2014.

Johnston, S. F. (2018). The Technological Fix as Social Cure-All: Origins and Implications. IEEE Technology and Society Magazine, 37, 47-54.

Koops, B.-J., Oosterlaken, I., Romijn, H., Swierstra, T., & Hoven, J. (Eds.). (2015). Responsible Innovation 2. Springer International Publishing.

Kuca, K., Maresova, P., Penhaker, M., & Selamat, A. (2015). The potential of medical device industry in technological and economical context. Therapeutics and Clinical Risk Management, 1505.

L'Astorina, A., & Fiore, M. D. (2017). A New Bet for Scientists? Implementing the Responsible Research and Innovation (RRI) approach in the practices of research institutions. Relations, 5.

Lehoux, P., Miller, F. A., Hivon, M., Demers-Payette, O., & Urbach, D. R. (2013). Clinicians as health technology designers: Two contrasting tales about user involvement in innovation development. Health Policy and Technology, 2, 122-130.

Lenoir, V. C. (2016). Ethical Efficiency. ISTE Ltd and John Wiley & Sons Inc.

Lynch, R., & Farrington, C. (Eds.). (2018). Quantified Lives and Vital Data. Palgrave Macmillan UK.

Markiewicz, K., Til, J. A., & IJzerman, M. J. (2014). MEDICAL DEVICES EARLY ASSESSMENT METHODS: SYSTEMATIC LITERATURE REVIEW. International Journal of Technology Assessment in Health Care, 30, 137-146.

Markiewicz, K., Til, J. V., & IJzerman, M. (2017). Early Assessment of Medical Devices in Development for Company Decision Making: an Exploration of Best Practices. Journal of Commercial Biotechnology, 23.

Money, A. G., Barnett, J., Kuljis, J., Craven, M. P., Martin, J. L., & Young, T. (2011). The role of the user within the medical device design and development process: medical device manufacturers' perspectives. BMC medical informatics and decision making, 11, 15.

Morais, I. A. (2014). REDE BRASILEIRA DE AVALIAÇÃO DE TECNOLOGIAS EM SAÚDE: SEIS ANOS DE INSTITUCIONALIZAÇÃO DA ATS NO SISTEMA ÚNICO DE SAÚDE. Dissertação de Mestrado, Universidade de Brasília: Faculdade de Ceilândia.

Pacifico-Silva, H., Lehoux, P., Miller, F. A., & Denis, J.-L. (2018). Introducing responsible innovation in health: a policy-oriented framework. Health Research Policy and Systems, 16.

Pellé, S. (2016). From Ethical Review to Responsible Research and Innovation. ISTE Ltd.

Poel, I., & Sand, M. (2018). Varieties of responsibility: two problems of responsible innovation. Synthese.

Poel, I., Asveld, L., Flipse, S., Klaassen, P., Scholten, V., & Yaghmaei, E. (2017). Company Strategies for Responsible Research and Innovation (RRI): A Conceptual Model. Sustainability, 9, 2045.

Publications, O. E. (2002). Frascati manual: proposed standard practice for surveys on research and experimental development. OECD.

Scholten, V., Pavie, X., & Carthy, D. (2014). RESPONSIBLE INNOVATION. World Scientific Publishing Company.

Seely, B. E. (2005). Patterns in the history of engineering education reform: A brief essay. Educating the engineer of 2020: Adapting engineering education to the new century, 114-130.

Shah, S. G., & Robinson, I. (2007). Benefits of and barriers to involving users in medical device technology development and evaluation. International journal of technology assessment in health care, 23, 131-137.

Shah, S. G., Robinson, I., & AlShawi, S. (2009). Developing medical device technologies from users perspectives: A theoretical framework for involving users in the development process. International Journal of Technology Assessment in Health Care, 25, 514-521.

Sharples, S., Martin, J., Lang, A., Craven, M., O'Neill, S., & Barnett, J. (2012). Medical device design in context: A model of user–device interaction and consequences. Displays, 33, 221-232.

Stilgoe, J., Owen, R., & Macnaghten, P. (2013). Developing a framework for responsible innovation. Research Policy, 42, 1568-1580.

Tarricone, R., Torbica, A., & Drummond, M. (2017a). Challenges in the Assessment of Medical Devices: The MedtecHTA Project. Health Economics, 26, 5-12.

Tarricone, R., Torbica, A., & Drummond, M. (2017b). Key Recommendations from the MedtecHTA Project. Health Economics, 26, 145-152.

Taylor, E., & Michael, K. (2016). Smart Toys that are the Stuff of Nightmares [Editorial]. IEEE Technology and Society Magazine, 35, 8-10.

Turchetti, G., Spadoni, E., & Geisler, E. (2010). Health Technology Assessment. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 29, 70-76.

Von Schomberg, R. (2011). Prospects for Technology Assessment in a Framework of Responsible Research and Innovation. SSRN Electronic Journal.

WHO (2012). Health Technology Assessment of Medical Devices. WORLD HEALTH ORGN. Fonte: http://www.ebook.de/de/product/20169740/world_health_organization_health_technology_assessment_of_medical_devices.html

Zhu, A. Y., Zedtwitz, M., & Assimakopoulos, D. G. (2018). Responsible Product Innovation. Springer International Publishing.

Žižlavský, O. (2013). Past, Present and Future of the Innovation Process. International Journal of Engineering Business Management, 5, 47.

27. UMA ABORDAGEM DA TÉCNICA DA LINEARIZAÇÃO EXATA PARA ANÁLISE DE UMA DINÂMICA POPULACIONAL SIMPLIFICADA DO MOSQUITO AEDES AEGYPTI

Dra. Célia Aparecida dos Reis[1], Me. João Angelo Ferres Brogin[2] e
Dr. Douglas Domingues Bueno[1]

1. Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" (UNESP), Departamento de Matemática
2. Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" (UNESP), Departamento de Engenharia Mecânica

Abstract

Dengue, yellow fever, chikungunya and Zica are diseases transmitted mainly by a mosquito called Aedes aegypti, and are one of the main public health problems in Brazil nowadays. They are reasons of special concern by the public health officials due to their potential to cause aftereffects to the human body, as well as to the number of infected people in Brazil and other countries. As there is no vaccine to eradicate such diseases, alternative ways for decreasing their transmission have been studied. Therefore, this work presents the analysis of a simplified nonlinear population dynamics for this vector, carried out through the exact linearization technique. An analysis regarding the variation of parameters is presented with the purpose of attaining a more comprehensive understanding about the phase portrait of such dynamics, aiming to better establish strategies which contribute for combating this vector, or even other possible forms of eradicating diseases related to it.

Keywords: Aedes aegypti, dynamical model, exact linearization technique, dengue, chikungunya, zica, aquatic control.

Resumo

A dengue, a febre amarela, a chikungunya e a Zica são doenças transmitidas principalmente pelo mosquito Aedes aegypti, sendo um dos maiores problemas de saúde pública no Brasil atualmente. São motivo de atenção dos agentes de saúde pública pelas sequelas causadas ao organismo do ser humano e pela quantidade de infectados tanto no Brasil como em outros países. Como ainda não existem vacinas visando a erradicação destas doenças, a necessidade da busca de formas alternativas que diminua a transmissão das mesmas tem sido objeto de estudos. Desta forma, este trabalho apresenta a análise de uma dinâmica populacional não linear simplificada deste vetor, efetuada mediante a técnica de linearização exata. Análise de variações dos parâmetros é apresentada, visando um conhecimento mais aprofundado do plano de fase desta dinâmica, objetivando facilitar propostas de estratégias que permitam o combate deste vetor e possíveis formas de erradicação das doenças associadas a este.

Palavras-chave: Mosquito Aedes aegypti, modelo dinâmico, Técnica de Linearização Exata, dengue, chikungunya, Zica, Controle aquático.

27.1. Introdução

A febre amarela, a dengue, a chikungunya e a zika são doenças infecciosas causadas por um vírus da família Flaviridae e transmitidas na maioria das vezes pelo mosquito Aedes aegypti. Estimativas da Organização Mundial da Saúde (OMS) mostram que anualmente, de 50 a 100 milhões de pessoas se infectam com dengue em mais de 100 países de quase todos os continentes, cerca de 550 mil doentes são hospitalizados e 20 mil morrem em consequência desta doença (Florentino, et al, 2018; Boletim Agência FAPESP, 2017 – a, b; 2015; Freitas, 2016; Reis, 2017; 2016, 2015 -a, b; Silva, 2016, Vasconcelos, 2015, Koiller, 2014).

Só no Brasil em 2017, foram constatados cerca de 251.711 casos possíveis de dengue, 171.930 casos possíveis de chikungunya, 17.594 de febre zika e 777 casos de febre amarela (BOLETIM EPIDEMIOLÓGICO 24, 2018). Além disso, existem evidências de que casos de hidrocefalia sejam devido à infecção pelo vírus causador da Zika (Freitas et al, 2016).

Atualmente, os controles dos vetores destas doenças mais utilizados são: controles biológico, químico, genético e físico. Dentre as medidas de controle biológico tem-se a utilização de predadores, como exemplo os peixes larvófagos são recomendados para eliminação de larvas de mosquitos, especialmente para bebedouros de grandes animais, fossos de elevador de obras, espelhos d'água/fontes ornamentais, piscinas abandonadas e depósitos de água não potável (Florentino, et al, 2018; Reis, et al, 2017, 2016, 2015 – a, b; Zara, 2016; Freitas, 2016; Barsante, 2011; Donalízio, 2002; Freitas, 2016).

O controle químico utiliza inseticidas para controle da população de mosquitos adultos e larvas, sendo muito utilizado no Brasil. O controle genético usa técnicas para mudanças genéticas nos mosquitos visando interferir de alguma forma no crescimento populacional destes, como a técnica de esterilização de machos (Sterile Insect Technique). Os mosquitos machos estéreis são liberados no ambiente para que os acasalamentos resultem na produção de ovos inviáveis, diminuindo a população do mosquito (Tomé, 2010, 2007; Barsante, 2011; Reis, 2015 – a; Donalízio, 2002; Zara, 2016).

Esteva e Yang (2005) propõem um modelo não linear que descreve a dinâmica populacional do Aedes aegypti, considerando o ciclo de vida dos mosquitos dividido nas fases aquática e alada. Silva, et al (2018), Reis, et al (2017-a, 2015), efetuaram estudos deste modelo, aliando a técnica de linearização exata e controle ótimo, com entrada de controle na fase aquática, objetivando facilitar propostas de estratégias que permitam o combate deste vetor e possíveis formas de erradicação das doenças associadas ao mesmo.

Devido à dificuldade de análise do modelo até então utilizado, tendo em vista o número de equações da dinâmica utilizada, em Reis et al (2017-b, 2016) e Maranho e Reis (2018) um modelo não linear simplificado para a dinâmica populacional do Aedes aegypti é apresentado, tendo ainda como base o modelo de Esteva e Yang (2005). São apresentados estudos do plano de fase, análise de pontos críticos e estudo da estabilidade assintótica. Reis, et al (2017-b) efetuam a análise de um controle na fase aquática mediante a técnica da linearização exata (Slotine, 2001; Isidori, 1995; Reis, 2017- b; 2015 – a, b; 2014 – a, b, c; 2013 – a, b, c).

Reis et al (2017-b) consideram a fase de mosquitos adultos divididos apenas em machos e fêmeas, sem levar em conta a divisão de fêmeas imaturas e fertilizadas. Este procedimento visa uma simplificação no modelo proposto por Esteva e Yang (2005) e a verificação da eficácia da dinâmica proposta.

Em Reis et al (2017-b), foram calculados os pontos críticos da dinâmica não linear proposta. Provou-se que a mesma apresenta dois pontos críticos, um na origem e outro deslocado. Neste capítulo, propõe-se a análise do plano de fase em torno do ponto crítico deslocado, visando o estudo da estabilidade assintótica do sistema. Neste sentido, são aplicadas duas técnicas de análise de dinâmicas não lineares: linearização exata por realimentação e a técnica de linearização de Lyapunov, objetivando o estudo da estabilidade assintótica da dinâmica proposta. Simulações numéricas serão apresentadas.

27.2. Modelo Populacional Proposto para o *Aedes aegypti*

O modelo proposto por Reis, et al (2017-a, 2015) e baseado em Esteva E Yang (2005), para descrever a dinâmica populacional do mosquito Aedes aegypti, é apresentado a seguir:

$$\begin{aligned} \dot{x}_1 &= -(\gamma+\mu_1)x_1 + \phi x_2 + \left(-\frac{\phi}{C}\right)x_1x_2 - x_1u(t) \\ \dot{x}_2 &= r\gamma x_1 - \mu_2 x_2 \\ \dot{x}_3 &= (1-r)\gamma x_1 - \mu_3 x_3 \end{aligned} \qquad (1)$$

sendo $x_1(t)$ a densidade de indivíduos da população na fase aquática (ovos, larvas e pupas), $x_2(t)$ a densidade de indivíduos da população de mosquitos fêmeas, $x_3(t)$ a densidade de indivíduos da população de mosquitos machos (macho natural). As taxas de mortalidade associadas com cada segmento da população (aquática, fêmeas e machos), são denotadas, respectivamente, por μ_1 , μ_2 e μ_3 . $u(t)$ é a variável associada ao controle na fase aquática a ser utilizado (Zara, 2016). A taxa de oviposição de fêmeas fertilizadas é proporcional a sua densidade, mas também dependerá do número de criadouros e disponibilidade de alimento e no modelo é dada por $\left(1-\frac{\phi}{C}\right)$ sendo ϕ a taxa de oviposição intrínseca e C a capacidade do meio, relacionada com o número de nutrientes, espaço etc. A variável γ é a taxa per capita com que os mosquitos na fase aquática passam para a fase alada, sendo que uma proporção r são de fêmeas e $(1-r)$ são de machos.

Pode-se escrever (1) na forma :

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \\ \dot{x}_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A_1x_1 + \phi x_2 + A_2x_1x_2 - x_1u(t) \\ A_3x_1 - \mu_2x_2 \\ A_4x_1 - \mu_3x_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} x_1 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} u(t) \qquad (2)$$

sendo:

$$A_1 = -(\gamma+\mu_1),\ A_2 = -\frac{\phi}{C},\ A_3 = r\gamma,\ A_4 = (1-r)\gamma \qquad (3)$$

$$f(x) = \begin{bmatrix} A_1x_1 + \phi x_2 + A_2x_1x_2) \\ A_3x_1 - \mu_2x_2 \\ A_4x_1 - \mu_3x_3 \end{bmatrix},\ \mathrm{g}(x) = \begin{bmatrix} x_1 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}, \text{e y} = ax_1 + bx_2,\ a \text{ e } b \text{ reais} \qquad (4)$$

27.3. Análise de Estabilidade Assintótica via a Técnica de Linearização de *Lyapunov*

Segundo Reis, et al (2017-a, 2015), o sistema de Eq. (2), (4) tem dois pontos críticos, a saber:

$$P_1 = (0,0,0) \text{ e } P_2 = \left(\frac{\mu_2}{A_3}, x_2, \frac{\mu_2 A_4}{\mu_3 A_3} x_2 \right) \quad (5)$$

sendo $x_2 = -\left(\frac{\phi A_3 + \mu_2 A_1 - \mu_2 u(t)}{\mu_2 A_2} \right)$, e A_i, i = 1, ..., 4 como em (3).

A substituição de x_2 em P_2 gera:

$$\begin{aligned} P_2 = \Bigg(& -\frac{1}{A_2 A_3}(\phi A_3 + \mu_2 A_3 - \mu_2 u(t)), \frac{1}{\mu_2 A_3}(\phi A_3 + \mu_2 A_1 - \mu_2 u(t)), \\ & -\frac{A_4}{A_2 A_3 \mu_3}(\phi A_3 + \mu_2 A_1 - \mu_2 u(t)) \Bigg) = (x_0^1, x_0^2, x_0^3) \end{aligned} \quad (6)$$

A análise em torno do ponto crítico P_1 foi efetuada em Reis (2017 – b). Neste trabalho a análise será efetuada em torno do ponto P_2 , da Equação (6), considerando a translação:

$$\begin{aligned} y_1 &= x_1 - x_o^1 \\ y_2 &= x_2 - x_o^2 \\ y_3 &= x_3 - x_o^3 \end{aligned} \quad (7)$$

então:

$$\begin{aligned} x_1 &= y_1 + x_o^1 \\ x_2 &= y_2 + x_o^2 \\ x_3 &= y_3 + x_o^3 \end{aligned} \quad (8)$$

e de (2) e (8), obtém-se que:

$$\begin{bmatrix} \dot{y}_1 \\ \dot{y}_2 \\ \dot{y}_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \\ \dot{x}_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A_1 x_1 + \phi x_2 + A_2 x_1 x_2 - x_1 u(t) \\ A_3 x_1 - \mu_2 x_2 \\ A_4 x_1 - \mu_3 x_3 \end{bmatrix} \quad (9)$$

Substituindo x_1, x_2 e x_3 em (8), tem-se:

$$\begin{bmatrix} \dot{y}_1 \\ \dot{y}_2 \\ \dot{y}_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A_1\left(y_1+x_o^1\right)+\phi\left(y_2+x_o^2\right)+A_2\left(y_1+x_o^1\right)\left(y_2+x_o^2\right)-\left(y_1+x_0^1\right)u(t) \\ A_3\left(y_1+x_o^1\right)-\mu_2\left(y_2+x_o^2\right) \\ A_4\left(y_1+x_o^1\right)-\mu_3\left(y_3+x_o^3\right) \end{bmatrix} \quad (10)$$

que se escreve como:

$$\begin{bmatrix} \dot{y}_1 \\ \dot{y}_2 \\ \dot{y}_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \left(A_1 + A_2 x_o^2\right)y_1 + \left(\phi + A_2 x_o^1\right)y_2 + A_2 y_1 y_2 + A_1 x_o^1 + \phi x_o^2 + A_2 x_0^1 x_0^2 - (y_1 + x_0^1)u(t) \\ A_3 y_1 - \mu_2 y_2 + A_3 x_o^1 - \mu_2 x_o^2 \\ A_4 y_1 - \mu_3 y_3 + A_4 x_o^1 - \mu_3 x_o^3 \end{bmatrix} \quad (11)$$

Note que neste sistema de coordenas (y_1, y_2, y_3), a dinâmica (11) tem ponto crítico na origem. Em (11), fazendo:

$$B_1 = \left(A_1 + A_2 x_o^2\right)$$

$$B_2 = \left(\phi + A_2 x_o^1\right)$$

$$B_3 = (A_1 x_o^1 + \phi x_o^2 + A_2 x_o^1 x_o^2) \quad (12)$$

$$B_4 = A_3 x_o^1 - \mu_2 x_o^2$$

$$B_5 = A_4 x_o^1 - \mu_3 x_o^3$$

esta dinâmica se escreve como:

$$\begin{bmatrix} \dot{y}_1 \\ \dot{y}_2 \\ \dot{y}_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} B_1 y_1 + B_2 y_2 + A_2 y_1 y_2 + B_3 - (y_1 + x_0^1)u(t) \\ A_3 y_1 - \mu_2 y_2 + B_4 \\ A_4 y_1 - \mu_3 y_3 + B_5 \end{bmatrix} \quad (13)$$

$$y = a y_1 + b y_2 + a x_0^1 + b x_0^2$$

ou ainda:

$$\begin{bmatrix} \dot{y}_1 \\ \dot{y}_2 \\ \dot{y}_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} B_1 y_1 + B_2 y_2 + A_2 y_1 y_2 + B_3 \\ A_3 y_1 - \mu_2 y_2 + B_4 \\ A_4 y_1 - \mu_3 y_3 + B_5 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} -(y_1 + x_0^1) \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} u(t) \quad (14)$$

$$y = a y_1 + b y_2 + a x_0^1 + b x_0^2$$

sendo

$$f(y)=\begin{bmatrix} B_1y_1+B_2y_2+A_2y_1y_2+B_3 \\ A_3y_1-\mu_2y_2+B_4 \\ A_4y_1-\mu_3y_3+B_5 \end{bmatrix} \quad , \quad g(y)=\begin{bmatrix} -(y_1+x_0^1) \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (15)$$

e $y=(y_1,y_2,y_3)$ é o vetor de estados e cuja matriz da contraparte linear é:

$$A=\begin{bmatrix} B_1 & B_2 & 0 \\ A_3 & -\mu_2 & 0 \\ A_2 & 0 & -\mu_3 \end{bmatrix} \quad (16)$$

O polinômio característico da contraparte linear de (16) tem a forma:

$$p(\lambda)=\left\|\begin{bmatrix} B_1-\lambda & B_2 & 0 \\ A_3 & -\mu_2-\lambda & 0 \\ A_2 & 0 & -\mu_3-\lambda \end{bmatrix}\right\|=(-\mu_3-\lambda)[(B_1-\lambda)(-\mu_2-\lambda)-A_3B_2] \quad (17)$$

Portanto, a equação característica é dada por:

$$p(\lambda)=(-\mu_3-\lambda)(\lambda^2+(\mu_2-B_1)\lambda-(\mu_2B_1+A_3B_2)) \quad (18)$$

sendo o discriminante da equação do segundo grau dado por:

$$\Delta=(\mu_2-B_1)^2+4(\mu_2B_1+A_3B_2) \quad (19)$$

Da análise do discriminante do polinômio (17), tem-se as seguintes situações:

1. $\Delta=(\mu_2-B_1)^2+4(\mu_2B_1+A_3B_2)=0$, então tem-se as raízes reais negativas: $\lambda_1=-\mu_3$ e $\lambda_2=-\frac{1}{2}(\mu_2-B_1)$, sendo esta última de multiplicidade 2.

2. $\Delta=(\mu_2-B_1)^2+4(\mu_2B_1+A_3B_2)>0$, então existem duas raízes reais e distintas, a saber:

$$\lambda_{1,2}=\frac{-(\mu_2-B_1)\pm\sqrt{(\mu_2-B_1)^2+4(\mu_2B_1+A_3B_2)}}{2} \quad (20)$$

3. $\Delta=(\mu_2-B_1)^2+4(\mu_2B_1+A_3B_2)<0$ e, neste caso, existe um par complexo conjugado, a saber:

$$\lambda_{1,2} = \frac{-(\mu_2 - B_1) \pm j\sqrt{-((\mu_2 - B_1)^2 + 4(\mu_2 B_1 + A_3 B_2))}}{2} \quad (21)$$

Note agora que:

1) Da condição $\Delta = (\mu_2 - B_1)^2 + 4(\mu_2 B_1 + A_3 B_2) = 0$, tem-se que $\lambda_2 = -\frac{1}{2}(\mu_2 - B_1) < 0 \Leftrightarrow \phi x_0^2 > -C(\mu_1 + \mu_2 + \gamma)$. Portanto, se $\Delta = 0$, P_2 é assintoticamente estável se e somente se:

$$\phi x_0^2 > -C(\mu_1 + \mu_2 + \gamma) \quad (22)$$

2) Da condição $\Delta = (\mu_2 - B_1)^2 + 4(\mu_2 B_1 + A_3 B_2) > 0$ tem-se que:

$$\begin{aligned} &\lambda_1 = \frac{-(\mu_2 - B_1) + \sqrt{(\mu_2 - B_1)^2 + 4(\mu_2 B_1 + A_3 B_2)}}{2} < 0 \Leftrightarrow \\ &(\mu_2 - B_1)^2 < \left(\sqrt{(\mu_2 - B_1)^2 + 4(\mu_2 B_1 + A_3 B_2)}\right)^2 \Leftrightarrow \\ &\left|\mu_2 - B_1\right| < (\mu_2 - B_1)^2 + 4(\mu_2 B_1 + A_3 B_2) \end{aligned} \quad (23)$$

O que não ocorrerá. Portanto, para $\Delta = (\mu_2 - B_1)^2 + 4(\mu_2 B_1 + A_3 B_2) > 0$, a dinâmica é instável, pois apresenta um autovalor positivo.

3) Da condição $\Delta = (\mu_2 - B_1)^2 + 4(\mu_2 B_1 + A_3 B_2) < 0$ tem-se que o par complexo conjugado está localizado no semiplano aberto esquerdo quando a parte real for diferente de zero. Agora, se a parte real for nula, pelo método de linearização de Lyapunov, o sistema é marginalmente estável, nada podendo ser concluído da aproximação linear (Slotine, 1991). Assim, a dinâmica não linear pode ser estável, assintoticamente estável ou instável. Agora, a parte real é nula se e somente se:

$$-(\mu_2 - B_1) = 0 \Leftrightarrow \phi = \frac{-C(\mu_1 + \mu_2 + \gamma)}{x_0^2} \quad (24)$$

Portanto, se $\Delta < 0$ nada se pode concluir da estabilidade assintótica da dinâmica não linear se e somente se:

$$\phi = \frac{-C(\mu_1 + \mu_2 + \gamma)}{x_0^2} \quad (25)$$

27.4. Análise da Estabilidade Assintótica Via a Técnica da Linearização Exata

A linearização exata por realimentação (do inglês Feedback Linearization) é um procedimento que permite transformar uma dinâmica não linear de equações em uma dinâmica linear, mediante uma realimentação não linear dos estados ou da saída escolhida previamente. Além disso, é uma parte essencial para o desenvolvimento de controladores não lineares robustos e adaptativos (Slotine, 1991; Isidori, 1995).

Na linearização entrada-saída, o objetivo é decompor a dinâmica do sistema não linear na chamada forma normal, isto é, em uma parte externa linear (entrada-saída) e em uma parte interna não linear. Para tal, define-se um novo conjunto de estados, definidos a partir da saída e suas derivadas e prova-se a existência de um difeomorfismo, o qual transforma o sistema não linear em outro linear de menor grau, que relaciona a entrada e a saída, e uma parte não linear que representa os estados não observáveis, e que fornece a dinâmica interna do sistema original (Slotine, 1991; Isidori, 1995).

A dinâmica interna associada com a linearização entrada-saída corresponde a pelo menos *n - r* equações $\dot{\psi} = w(\mu,\psi)$ da forma normal, que representa a dinâmica não observável do sistema (pois não afeta a saída do sistema nem suas derivadas). Esta dinâmica, porém, depende dos estados definidos a partir da saída y e das suas derivadas ($y = \mu_1$, ..., $y^{(r)} = \mu_r$) (Slotine, 1991; Isidori, 1995).

Se considerarmos o subconjunto do espaço de estados tal que a saída correspondente é identicamente nula, ou seja, que $y^{(r)}(t) = 0$, teremos a subvariedade $M_O = \{X \in \Re^n : \mu = 0\}$ e o sistema realimentado terá seus campos vetoriais tangentes a esta subvariedade. Isto significa que qualquer trajetória de estados do sistema que iniciar em M_O deverá permanecer nesta subvariedade. Em outras palavras, o sistema em M_O corresponde à dinâmica interna, que descreve movimento restrito à subvariedade $M_O = \{X \in \Re^n : \mu = 0\}$. Esta dinâmica é denominada dinâmica zero (Slotine, 1991; Isidori, 1995).

Dessa forma, para que o sistema opere na dinâmica zero, isto é, para o estado *x* permanecer na superfície M_O , o inicial do estado do sistema $x(0)$ deve estar na superfície, e, além disso, a entrada u deve ser tal que a saída permaneça nula. Assim, a dinâmica zero é descrita na forma normal como:

$$\begin{aligned} \dot{\mu} &= 0 \\ \dot{\psi} &= w(0,\psi) \end{aligned} \qquad (26)$$

É fundamental que esta dinâmica interna em (26) seja assintoticamente estável para que a linearização por realimentação possa ser feita. Caso contrário, teremos um sistema que se comporta de forma linear na sua parte observável, mas que é instável internamente (sem que isso se manifeste na saída).

Além disso, o conhecimento da estabilidade assintótica da dinâmica zero é importante, pois esta pode ser utilizada para através de controle conveniente, estabilizar localmente em malha fechada a dinâmica não linear e, além disso, acelerar o tempo necessário para esta estabilização.

Esta metodologia de análise de uma dinâmica não linear será aplicada na dinâmica proposta dada pelas equações (2) – (4). D as equações (2) a (4) tem-se que:

$$\begin{bmatrix} \frac{dx_1}{dt} \\ \frac{dx_2}{dt} \\ \frac{dx_3}{dt} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A_1x_1 + \phi x_2 + A_2x_1x_2 \\ A_3x_1 - \mu_2x_2 \\ A_4x_1 - \mu_3x_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} -x_1 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} u(t) \qquad (27)$$

$$y = ax_1 + bx_2$$

sendo:

$$\begin{aligned} A_1 &= -(\gamma + \mu_1) \\ A_2 &= -\frac{\phi}{C} \\ A_3 &= r\gamma \\ A_4 &= (1-r)\gamma \end{aligned} \qquad (28)$$

Vale lembrar que $u(t)$ é a variável associada ao controle adequado a ser introduzido na fase aquática (Zara, 2016). $u(t)$ pode ser, por exemplo, um controle mecânico. Na técnica da linearização exata, introduz-se um controle da forma $u(y) = u(t) + w(y, v)$, sendo que é um controle auxiliar que tem como objetivo estabilizar a dinâmica de Equação (27). Inicialmente, nota-se que esta dinâmica possui grau relativo $r = 1$, para $a \neq 0$. Assim, um difeomorfismo que transforma esta dinâmica na forma normal tem a forma:

$$\Psi(x) = [z_1, \psi_1, \psi_2] \qquad (29)$$

sendo $z_1 = y = ax_1 + bx_2$ e $\psi_j, \mathrm{j} = 1, 2$ são soluções da EDP . Da equação $\nabla \psi . g = 0,\ j = 1,\ 2$, tem-se que uma solução para esta EDP é:

$$\begin{aligned} \psi_1 &= x_2 \\ \psi_2 &= x_3 \end{aligned} \qquad (30)$$

Assim, $z_1 = ax_1 + bx_2$, e as coordenadas normais são:

$$\Psi(x) = [ax_1 + bx_2, x_2, x_3] \qquad (31)$$

Da Eq. (31), prova-se que Ψ é um difeomorfismo global se e somente se $a \neq 0, \forall x_1, x_2, x_3$. Além disso,

$$
\begin{aligned}
x_2 &= \psi_1 \\
x_3 &= \psi_2 \\
x_1 &= \frac{1}{a} z_1 - \frac{b}{a} \psi_1
\end{aligned}
\qquad (32)
$$

é o difeomorfismo inverso.
Das Eq. (30) e (32), a dinâmica não linear de Eq. (27) tem a forma normal

$$
[\dot{z}_1] = \left[\begin{array}{c} \left(A_1 + \frac{bA_3}{a} \right) z_1 - b\left(A_1 - \frac{a\varphi}{b} + \frac{bA_3}{a} + \mu_2 \right) \psi_1 + A_2 z_1 \psi_1 - bA_2 \psi_1^2 - \\ \left(z_1 - b\psi_1 \right) u(t) \end{array} \right] \qquad (33)
$$

$$
\begin{bmatrix} \dot{\psi}_1 \\ \psi_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{A_3}{a} z_1 - \left(\frac{bA_3}{a} + \mu_2 \right) \psi_1 \\ \frac{A_4}{a} z_1 - \frac{bA_4}{a} \psi_1 - \mu_3 \psi_2 \end{bmatrix} \qquad (34)
$$

$$
y = z_1
$$

sendo:

$$
\begin{aligned}
A_1 &= -(\gamma + \mu_1) \\
A_2 &= -\frac{\phi}{C} \\
A_3 &= r\gamma \\
A_4 &= (1 - r)\gamma
\end{aligned}
\qquad (35)
$$

A dinâmica não linear de Eq. (33) representa a parte observável da dinâmica de Eq. (27), isto é, a parte que relaciona entrada-saída. A dinâmica linear de Eq. (34) representa a dinâmica interna do sistema de Eq. (33), ou seja, é a parte não observável desta dinâmica. Nota-se que a dinâmica interna não depende da entrada $u(t)$.

Vale ressaltar que a dinâmica (33) pode ser linearizada. Basta que se considere o controle

$$
u = \frac{1}{L_g L_f^{r-1} y} (-L_f^r y + v) \qquad (36)
$$

sendo $L_f^r y$ as derivadas repetidas de Lie da saída em relação ao campo f (Slotine, 1991; Isidori, 1995). A partir desta linearização, técnicas de controle linear podem ser aplicadas na dinâmica (33).

A dinâmica zero associada à dinâmica de equações (34) e (35) tem a forma dada a seguir:

$$\begin{bmatrix} \dot{\psi}_1 \\ \psi_2 \end{bmatrix}_{y=0} = \begin{bmatrix} -\left(\frac{bA_3}{a} + \mu_2\right)\psi_1 \\ -\frac{bA_4}{a}\psi_1 - \mu_3\psi_2 \end{bmatrix} \quad (37)$$

Note que $(0,0)$ é o ponto crítico desta dinâmica, fazendo:

$$C_1 = -\left(\frac{bA_3}{a} + \mu_2\right) \qquad C_2 = -\frac{bA_4}{a} \quad (38)$$

a dinâmica zero pode ser escrita como:

$$\begin{bmatrix} \dot{\psi}_1 \\ \psi_2 \end{bmatrix}_{y=0} = \begin{bmatrix} C_1\psi_1 \\ C_2\psi_1 - \mu_3\psi_2 \end{bmatrix} \quad (39)$$

Em Reis (2017), a análise da estabilidade assintótica da dinâmica (39) foi efetuada em torno de $(0,0)$. Tem-se que (39) é assintoticamente estável em $(0,0)$ se e somente se:

$$\frac{b}{a} > -\frac{\mu_2}{r\gamma} \quad (40)$$

sendo $a, b > 0$ ou $a, b < 0$, sendo um nó assintoticamente estável. Portanto, o sistema (2) – (4) ou (27) é assintoticamente estável em $(0,0,0)$ se e somente se:

$$\lambda_2 < 0 \Leftrightarrow \frac{b}{a} > -\frac{\mu_2}{r\gamma} \text{ e } a, b > 0 \text{ ou } a, b < 0 \text{ (Reis, 2017-b)} \quad (41)$$

Observa-se que esta condição é equivalente para a estabilidade assintótica do ponto crítico *P1* da dinâmica (2) – (4) é similar à que foi encontrada em Reis, et al (2017 – a) para a origem da dinâmica proposta por Esteva e Yang (2005).

A estabilização local, em malha fechada do sistema não linear de Eq. (2) - (4) ou (27), em torno de *P1* pode ser obtida mediante a utilização do controle não linear (Reis, 2017-b; Slotine, 1991; Isidori, 1995):

$$u(x) = -\frac{1}{ax_1}[-(aA_1 + bA_3)x_1 - (a\phi - b\mu_2)x_2 - aA_2x_1x_2 + v] \qquad (42)$$

para $v(x) = -k_o ax_1 - k_o bx_2$ e *ko* escolhido de forma conveniente tal que $p(\lambda) = \lambda + k_0$ tenha raízes negativas (Slotine, 1991; Isidori, 1995). Nota-se que $p(\lambda) = \lambda + k_0$ tem raízes negativas se e somente se $k_0 > 0$. Observa-se que o controle de equação (42) é um caso particular do controle de equação (36), mas atuando na dinâmica (33) ou (27), mas em malha fechada.

Para análise do ponto crítico P2, inicialmente tem-se das Equações (7), (14) e (15) que a dinâmica (2) – (4) tem a forma transladada:

$$\begin{bmatrix} \dot{y}_1 \\ \dot{y}_2 \\ \dot{y}_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} B_1y_1 + B_2y_2 + A_2y_1y_2 + B_3 \\ A_3y_1 - \mu_2y_2 + B_4 \\ A_4y_1 - \mu_3y_3 + B_5 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} -(y_1 + x_0^1) \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} u(t) \qquad (43)$$

$$y = ay_1 + by_2 + ax_0^1 + bx_0^2$$

sendo

$$f(y) = \begin{bmatrix} B_1y_1 + B_2y_2 + A_2y_1y_2 + B_3 \\ A_3y_1 - \mu_2y_2 + B_4 \\ A_4y_1 - \mu_3y_3 + B_5 \end{bmatrix}, \quad g(y) = \begin{bmatrix} -(y_1 + x_0^1) \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \qquad (44)$$

Nota-se que P2 é a origem do novo sistema de coordenadas no espaço de estado y_1, y_2, y_3. Para a análise da estabilidade assintótica em torno deste ponto, é necessário escrever a dinâmica (43), (44) em coordenadas normais. Para tal, das equações (7), (8) e (32) tem-se que a translação do ponto P2 em coordenadas normais se escreve como:

$$\begin{aligned} y_1 &= \frac{1}{a}z_1 - \frac{b}{a}\psi_1 - x_o^1 \\ y_2 &= \psi_1 - x_o^2 \\ y_3 &= \psi_2 - x_o^3 \end{aligned} \qquad (45)$$

então:

$$\psi_1 = y_2 + x_o^2$$

$$\psi_2 = y_3 + x_o^3 \quad (46)$$

$$z_1 = ay_1 + b\psi_1 + ax_o^1$$

E em termos de coordenadas normais a dinâmica (43) – (44) pode ser escrita como:

$$[\dot{y}_1] = \left[\frac{A_1}{a} z_1 - \left(\frac{b}{a} A_1 - \phi \right) \psi_1 + \frac{A_2}{a} z_1 \psi_1 - \frac{bA_2}{a} \psi_1^2 - \frac{1}{a}(z_1 - b\psi_1) u(t) \right] \quad (47)$$

$$\begin{bmatrix} \dot{y}_2 \\ \dot{y}_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{A_3}{a} z_1 + \left(\frac{-bA_3}{a} + A_4 \right) \psi_1 \\ \frac{A_4}{a} z_1 - \frac{bA_4}{a} \psi_1 - \mu_3 \psi_2 \end{bmatrix} \quad (48)$$

$$y = z_1$$

Fazendo:

$$D_1 = \frac{A_1}{a}$$

$$D_2 = -\left(\frac{b}{a} A_1 - \phi \right)$$

$$D_3 = \frac{A_2}{a}$$

$$D_4 = -\frac{bA_2}{a}$$

$$D_5 = \frac{1}{a} \quad (49)$$

$$D_6 = \frac{A_3}{a}$$

$$D_7 = \left(\frac{-bA_3}{a} + A_4 \right)$$

$$D_8 = \frac{A_4}{a}$$

$$D_9 = -\frac{bA_4}{a}$$

(47) – (48) se escreve como:

$$\left[\dot{y}_1\right] = \left[D_1 z_1 + D_2 \psi_1 + D_3 z_1 \psi_1 + D_4 \psi_1^2 + \mathrm{D}_5\left(-z_1 + b\psi_1\right)u(t)\right] \quad (50)$$

$$\begin{bmatrix} \dot{y}_2 \\ \dot{y}_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} D_6 z_1 + D_7 \psi_1 \\ D_8 z_1 + D_9 \psi_1 - \mu_3 \psi_2 \end{bmatrix} \quad (51)$$
$$y = z_1$$

Portanto, a dinâmica interna tem expressão:

$$\begin{bmatrix} \dot{y}_2 \\ \dot{y}_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} D_7 \psi_1 \\ D_9 \psi_1 - \mu_3 \psi_2 \end{bmatrix} \quad (52)$$
$$y = z_1$$

cuja origem é o ponto crítico. A equação característica é da forma:

$$p(\lambda) = \left(\mathrm{D}_7 - \lambda\right)\left(-\mu_3 - \lambda\right) \quad (53)$$

cujas raízes são:

$$\lambda_1 = -\mu_3 \quad \text{e} \quad \lambda_2 = \frac{-bA_3}{a} + A_4 \quad (54)$$

Agora,

$$\lambda_2 < 0 \Leftrightarrow \frac{b}{a} > \frac{1-r}{r}. \quad (55)$$

Assim, a dinâmica (52) é assintoticamente estável em (0, 0) se e somente se:

$$\lambda_2 < 0 \Leftrightarrow \frac{b}{a} > \frac{1-r}{r}. \quad (56)$$

Portanto, a dinâmica (52) é assintoticamente estável em P2 se e somente se:

$$\frac{b}{a} > \frac{1-r}{r}. \quad (57)$$

Esta informação é importante, pois pode ser utilizada para estabilizar localmente, em malha fechada, o sistema não linear de Eq. (2), (4) em torno de P2 (Slotine, 1991). Como $u(t)$ é a variável associada ao controle adequado a ser introduzido na fase aquática (Zara, 2016), podendo ser, por exemplo, um controle mecânico, na técnica da linearização exata, o controle a ser introduzido tem a forma:

$$u(y) = u(t) + w(y,v) \quad (58)$$

sendo que v é um controle auxiliar que tem como objetivo estabilizar a dinâmica de Equação (27). Além disso, para a determinação desse controle, basta tomar o controle dado em (36), a saber (Slotine, 1991):

$$w(y,v) = \frac{1}{L_g L_f^{r-1} y}(-L_f^r y + v) \quad (59)$$

aplicado à dinâmica transladada de equação (43), (44), isto é:

$$w(y,v) = -\frac{1}{a(y_1 - x_0^1)}[-a(B_1 y_1 + B_2 y_2 + A_2 x_1 x_2 + B_3) - b(A_1 y_1 - \mu_2 y_2 + B_4) + v] \quad (60)$$

sendo: $v(x) = -k_0 a y_1 - k_0 b y_2 - k_0\left(a x_0^1 + b x_0^2\right)$ e *ko* escolhido de forma conveniente tal que $p(\lambda) = \lambda + k_0$ tenha raízes negativas (Slotine, 1991; Isidori, 1995). Nota-se que $p(\lambda) = \lambda + k_0$ tem raízes negativas se e somente se $k_0 > 0$.

Como existem infinitas possibilidades de escolha da constante *ko* tal que o sistema seja estável, o que normalmente se faz é escolher aquele conjunto de constante tal que o sistema completo, com a lei de controle $u(y)$, tenha outras propriedades desejáveis além da estabilidade, como optimalidade em relação a algum critério de desempenho, ou robustez.

Em Florentino et al (2018), um algoritmo genético para otimização de estratégias de controle foi apresentado levando em conta os resultados obtidos em Reis et al (2017 – a) para a dinâmica proposta por Esteva e Yang (2005).

27.5. Simulações Numéricas

A Figura 27.1 mostra o plano de fase da dinâmica zero de Eq. (51) – (52), nas condições de estabilidade estabelecidas na Eq. (57), de acordo com os valores dos parâmetros adotados na Tabela 1 e condições iniciais especificadas na legenda desta figura. Observa-se a existência de um nó estável em torno do ponto P2, o que implica na estabilidade do sistema ao redor deste, dada pelas condições obtidas via método de Lyapunov (Eq.(57)).

Tabela 1.1. Valores dos parâmetros, conforme Esteva e Yang (2010).

Parâmetro	μ_1	μ_2	μ_3	a	b	r	C	ϕ	γ	k_0
Valor	0,0583	0,0521	0,06	1	2	0,5	3	6,353	0,0941	1

Figura 27.1. Plano de fase da dinâmica zero para as condições iniciais adotadas na legenda

Fonte: próprios autores

A Figura 27.2, por sua vez, apresenta as densidades populacionais x_1, x_2 e x_3 para o sistema da equação (43), considerando $u(t) = 1$, isto é, entrada adicional constante, e sem controle ($w(y,v) = 0$), o que implica que, da equação (58), tem-se: $u(y) = u(t) + w(y,v) = 1$. Na equação do sistema (43), por exemplo, pelo sinal de negativo, a variável se torna $-u(y) = -1$, levando a um decréscimo no valor geral da população. Nota-se que, após 200 dias, todas as curvas já apresentam um limiar bem estabelecido, com destaque para os indivíduos da fase aquática, cuja estabilização ocorre rapidamente.

Figura 27.2. Evolução dos segmentos da população do Aedes Aegypti para $u(t) = 1$, sem controle ($w(y,v) = 0$)

Fonte: próprios autores

Esse resultado é importante, pois permite inferir alguns tipos de comportamento. Por exemplo: caso $u(t) \leq 0$ – o que, pela equação (43) (devido ao sinal negativo), ou tornaria a entrada adicional nula ou adicionaria um termo a mais positivo a x_1, implicando, portanto, em um *feedback* positivo –, há um novo ganho no número de indivíduos na fase aquática. Para demonstrar esse efeito, a Figura 27.3 apresenta as curvas da Figura 27.2, porém para $u(t) = 0$ (situação que implicaria em controle "desligado") a partir de 200 dias; note que houve um novo aumento e estabilização em um valor maior que o inicial. Em termos práticos, caso a estratégia de controle não seja mantida continuamente (independentemente do tipo de entrada que se procure aplicar), pode haver um novo crescimento no número de mosquitos.

Figura 27.3. Evolução dos segmentos da população do Aedes aegypti para $u(t) = 0$ *a partir de 200 dias*

Fonte: próprios autores

A Figura 27.4a, por fim, mostra a evolução dos segmentos das populações do Aedes aegypti com entrada adicional ($u(t) = 1$) e o efeito da lei de controle não linear de Eq. (60), no histórico do deslocamento do tempo das densidades populacionais na fase aquática (*x1*), das fêmeas (*x2*) dos machos (*x3*). As soluções obtidas para o caso da Figura 27.2 foram mantidas para fins de comparação; uma ampliação dada para os dias iniciais é, também, apresentada (Figura 27.4b). Verifica-se que, para o intervalo de tempo em que ambas as soluções (com e sem controle) permanecem com valores maiores ou iguais a zero (Figura 27.4b), a lei de controle atua no sentido de acelerar o processo de estabilização das densidades populacionais; contudo, apresenta-se como uma solução agressiva, levando às curvas com a atuação de controle a valores negativos, o que, em termos físicos, equivale à extinção das populações de mosquitos. Isto implica que somente tem sentido a análise das densidades populacionais das demais populações antes deste instante de tempo.

Possíveis fatores para justificar esse resultado, bem como sugestões para trabalhos futuros, podem ser apontados:

- o controle proposto leva apenas em consideração a variável x_1 , relacionada à densidade de mosquitos na fase aquática. A aplicação de uma nova lei de controle às demais variáveis (em particular, a x_2 , representativa da densidade populacional de fêmeas) pode ser abordada com o intuito de tornar as soluções mais consistentes, não levando à extinção de mosquitos. Efetivamente, a transmissão de doenças é ocasionada pelo mosquito fê-

mea; desta forma, essa estratégia apresenta-se coerente;

- ambos parâmetros e variáveis são interdependentes; uma análise de sensibilidade dos parâmetros de controle (variáveis a, b e k_0, por exemplo) e do sistema pode ser efetuada para verificar o comportamento das soluções;
- por fim, o modelo proposto pode conter limitações no que tange à representação do comportamento das densidades populacionais em questão, especialmente pelo fato de x_2 compreender todas as categorias de mosquitos fêmeas, sem distinção. Isto implica que a dinâmica proposta apresenta resultados relevantes, mas na prática uma simplificação pode trazer resultados limitadores. Propõe-se, portanto, que tais aspectos sejam levados em consideração.

Figura 27.4. a) Evolução dos segmentos da população do Aedes aegypti para $u(t) = 1$ sem controle (linhas sólidas) e com controle (Eq. 60) (linhas tracejadas); b) ampliação das soluções para o intervalo em que ambas (com e sem controle) são maiores que zero.

Fonte: próprios autores

27.6. Considerações Finais

Efetuou-se, neste trabalho, um estudo da estabilidade assintótica de uma dinâmica populacional do mosquito *Aedes aegypti*, com uma introdução de controle na fase aquática. A metodologia de análise aplicada foi a técnica de linearização exata, com apresentação de um controle para estabilização dos segmentos das populações.

Dos estudos efetuados, observou-se resultados interessantes na aplicação de um controle inicial na fase aquática, que para uma entrada constante, inferindo alguns tipos de comportamento. Por exemplo: caso $u(t) \leq 0$, implicando, portanto, em um *feedback* positivo, há um novo ganho no número de indivíduos na fase aquática. Para demonstrar esse efeito, a Figura 3 apresenta as curvas da Figura 2, porém para $u(t) = 0$ (situação de controle "desligado") a partir de 200 dias; nota-se um novo aumento populacional e estabilização em um valor maior que o inicial. Em termos práticos, caso a estratégia de controle não seja mantida continuamente (independentemente do tipo de entrada que se procure aplicar), pode haver um novo crescimento no número de mosquitos.

Simulações numéricas também foram apresentadas, e mostram a eficácia do controle proposto, porém com um tempo de estabilização muito baixo, podendo ocorrer até mesmo extinção de segmentos das populações. Ambos parâmetros e variáveis são interdependentes; uma análise de sensibilidade dos parâmetros de controle (variáveis a, b e k_0 , por exemplo) e do sistema deve ser efetuada para verificar o comportamento observado das soluções. Por fim, o modelo proposto pode conter limitações no que tange à representação do comportamento das densidades populacionais em questão, especialmente pelo fato de x_2 compreender todas as categorias de mosquitos fêmeas, sem distinção. Isto implica que a dinâmica proposta apresenta resultados relevantes, mas na prática uma simplificação pode trazer resultados limitadores. Propõe-se, portanto, que tais aspectos sejam levados em consideração em trabalhos futuros.

Lista de símbolos:

$x_1(t)$: Densidade de indivíduos da população de mosquitos na fase aquática

$x_2(t)$: Densidade de indivíduos da população de mosquitos fêmeas

$x_3(t)$: Densidade de indivíduos da população de mosquitos machos

μ_1 : Taxa de mortalidade associada a $x_1(t)$

μ_2 : Taxa de mortalidade associada a $x_2(t)$

μ_3: Taxa de mortalidade associada a $x_3(t)$

ϕ : Taxa de oviposição intrínseca

C : Capacidade do meio

γ : Taxa per capita com que os mosquitos na fase aquática passam para a fase alada

r : Proporção de fêmeas relacionada a γ

$u(t)$: Variável associada ao controle na fase aquática

$A_i,\ i = 1, \ldots, 4$: Variáveis auxiliares

$f(\ )$: Matriz relacionada ao sistema de equações do modelo

$g(\ )$: Matriz relacionada às entradas adicionais do sistema

y : Saída de controle desejada

a : constante real qualquer

b : constante real qualquer

$P_i,\ i = 1, 2$: Pontos críticos

$x_0^i,\ i = 1, 2, 3$: Coordenadas dos pontos críticos de P_2

(y_1, y_2, y_3): Sistema de coordenadas após translação

$B_i,\ i = 1, \ldots, 5$: Variáveis auxiliares

Δ : Discriminante do polinômio característico

λ: Raízes (autovalores) do polinômio característico

M_o: Subconjunto do espaço de estados tal que a saída correspondente é identicamente nula (associado à dinâmica interna)

Ψ : Difeomorfismo

$\psi_i,\ i = 1, 2$: Variáveis associadas ao sistema na forma normal

z_1 : Coordenada do sistema na forma normal

L : Derivadas de Li

f : Campo relacionado às derivadas de Li

$C_i,\ i = 1, 2$: Variáveis auxiliares

$w(y, v)$: Controle não linear

v : Controle auxiliar

$u(\ )$: Combinação de controle não linear, auxiliar e na fase aquática

$D_i,\ i = 1, \ldots, 9$: Variáveis auxiliares

k_0 : Constante $\in \Re^+$

Lista de siglas:

OMS - Organização Mundial da Saúde

Referências

Agência FAPESP, (2017 - a), Aedes Aegypti infectado com vírus chikungunya é identificado em Aracaju, boletim online de 23 de junho de 2017.

Agência FAPESP (2017 - a) , Em São José do Rio Preto, bebês expostos ao Zika não tiveram microcefalia, boletim online de 02 de junho de 2017.

Agência FAPESP (2015), Estudo indica que Zika vírus está cada vez mais eficiente para infectar humanos, Boletim online de 3 de dezembro de 2015.

Barsante, L.S.; Cardoso, T.N.; Acebal, J.L.(2011) Otimização Multiobjetivo no Controle de Gastos com Inseticidas e Machos Estéreis no Combate da Dengue Anais do XLIII Simpósio Brasileiro de Pesquisa Operacional, p. 2340-2351, Ubatuba, SP.

Brasil, Ministério da Saúde, Secretaria de Vigilância em Saúde D de V em DT, Boletim Epidemiológico, N. 26, pp. 1–7, 2015.

Ventura, C. V. et. all, Zica, achados neurológicos e oculares em crianças sem microcefalia

Donalísio, M.R.; Glasser, C.M.(2002) Vigilância entomológica e controle de vetores do dengue. Rev. Bras. Epidemiol. vol.5, n.3, São Paulo, Dec. 2002.

Esteva, L., Yang, H. M. (2005) Mathematical Model to Assess the Control of Aedes aegypti Mosquitoes by the Sterile Insect Technique. Mathematical Biosciences, 198, 132-147.

Freitas, B. P.et al., (2016), Ocular Findings in Infants With Microcephaly Associated With Presumed Zika Virus Congenital Infection in Salvador, Brazil, JAMA Ophthalmology. vol. 134, n. 5, 529-535, 2016, DOI:10.1001/jamaophthalmol.2016.0267.

Florentino, Helenice O. ; Cantane, Daniela R. ; Santos, Fernando L.P. ; Reis, Célia A. ; Pato, Margarida V. ; Jones, Dylan ; Cerasuolo, Marianna ; Oliveira, Rogério A. ; Lyra, Luiz G. (2018) . Genetic Algorithm For Optimization Of The Aedes Aegypti Control Strategies. Pesquisa Operacional (Online), V. 38, P. 389-411, 2018.

Florentino, H.O; Bannwart, B.F. ; Cantanie, D.R. ; Santos, F.L.P. (2014). Multiobjective genetic algorithm applied to dengue control. Mathematical biosciences, v. 258, p. 77-84.

Isidori, A (1995). Nonlinear Control Systems, 3ed., Springer-Verlag, Roma.

Koiller, M.A.S., Souza, M.O., Codeço, C., Iggidr, A., Sallet, G. (2014). Aedes, Wolbachia and Dengue.INRIA Research Report RR8462.

Reis, C. A. Florentino, Helenice De O. ; Cólon, Diego ; Rosa, Suélia R. Fleury ; Cantane, Daniela R. (2017 – a) . An Approach Of The Exact Linearization Techniques To Analysis Of Population Dynamics Of The Mosquito Aedes Aegypti. Mathematical Biosciences , V. 299, P. 51-57, 2017.

Reis, C. A.; Silva, H. O. F. ; Rosa, S. S. R. F. ; Marques, M. P. ; Guimarães, G. A. (2017 – b). Análise de uma Dinâmica Populacional não Linear Simplificada do Aedis Aegypti via Dinâmica Zero. In: DINCON 2017: CONFERÊNCIA BRASILEIRA DE DINÂMICA, CONTROLE E APLICAÇÕES, 2017, SJRP. Anais do DINCON 2017, 2017.

REIS, C. A.; Diego Colón ; SILVA, H. O. F. ; CANATE, D. . Análise do Plano de Fase de uma dinâmica Populacional não linear do Aedes Aegypti. In: ERMAC, 2016, BAURU. ANAIS DO ERMAC 2016, 2016.

Reis, C.A, Cólon,D., Florentino, H.O, Cantane, D, Rosa S.F, Balthazar, J.M, Costa, F. J, Análise de um modelo populacional do mosquito transmissor da dengue via linearização exata (2015 - a), Pesquisas Aplicadas em Modelagem Matemática, Vol, 4, Ed. Unijuí, ISBN 978-85-419-0184-0

Reis, C. A. ; Colón, D. ; Balthazar, J. M. ; Rosa, S. R. F. ; Rocha, R. T. (2014 - a). O Comportamento de Sistemas Mecatrônicos usando Ferramentas da Dinâmica Zero. In: Airam Sausen; Paulo Sausen; Sandro Sawicki.. (Org.). Coleção Modelagem Matemática Aplicada à Resolução de Problemas nas Engenharias: 1ed.Ijuí: Editora Unijuí da Universidade Regional do Noroeste do Estado do Rio Grande do Sul, 2014, v. 3, p. 169-194.

Reis, C. A., silva, H. O. F., Cantane, D. Rosa, S. S. F. R.,Colon, D., Balthazar. J. M. (2015-b), Feedback Linearization Population Dynamics of the Mosquito Dengue Transmitter. Anais do 23rd ABCM International Congresso of Mechanical Engineering - COBEM2015. RJ,

Reis, C. A. ; Balthazar, J. M. ; Colón, D. ; Rosa, S. R. F. ; Rocha, R. T. ; Pontes Junior, B. R. (2014 - a). Análise das Vibrações Forçadas de um Oscilador de Duffing via Linearização Exata. In: VIII Congresso Nacional de Engenharia Mecânica (CONEM 2014), 2014, Uberlândia. Anais do VIII Congresso Nacional de Engenharia Mecânica (CONEM 2014), 2014.

Reis, C. A. ; Vasconcelos, L. A. S. ; Neto, O. L. ; Rocha, R. T. (2014). Análise das Deflexões Grandes de uma Viga Com Rigidez Não Linear Utilizando a Linearização Exata a Realimentação. In: Congresso Nacional de Matemática Aplicada e Computacional (CNAMC 2014 - b), 2014, Natal. Anais do Congresso Nacional de Matemática Aplicada e Computacional (CNAMC 2014), 2014.

Reis, C. A., Balthazar, J. M., Barbanti, L., Silva, N. A. P., Damasceno, B. C., (2013-a) Asymptotic Stabilization and Internal Dynamics of a Simplified Model of a Maglev System, 22nd International Congress of Mechanical Engineering (COBEM 2013) November 3-7, 2013, Ribeirão Preto, SP, Brazil.

Reis, C. A., Balthazar, J. M., Barbanti, L., (2013-b) The Input-State Linearization Of A Maglev Vehicle Type, 22nd International Congress of Mechanical Engineering (COBEM 2013) November 3-7, 2013, Ribeirão Preto, SP, Brazil.

Reis, C. A., Colón, D., Balthazar, J. M., Rosa, S. R. F., Rocha, R. T. (2013-c) "O Comportamento de Sistemas Mecatrônicos Usando Ferramentas da Dinâmica Zero", In: Modelagem Matemática Aplicada à Resolução de Problemas nas Engenharias. ed.Ijui - RS : Editora UNIJUI, 201.

Silva, H. O. F., Cantane, D, Reis, C. A. Controle populacional do mosquito Aedes Aegypti na fase aquática. In: ERMAC 2016, Anais do ERMAC (2016).

Slotine, J. and LI, W (1991) . Applied Nonlinear Control. New Jersey: Prentice Hall.

Thomé, R.C.A., Yang, H.M., Esteva, L. (2010). Optimal control of Aedes aegypti mosquitoes by the sterile insect technique and insecticide, Mathematical Biosciences. 223 (2010) 12-23.

Thomé, R. C. A. (2007). Controle Ótimo Aplicado na Estratégia de Combate ao Aedes aegypti Utilizando Inseticida e Mosquitos Estéreis. Tese de Doutorado, UNICAMP.

Vasconcelos, P. F. D. C., (2015), Doença pelo vírus Zika: um novo problema emergente nas Américas?, Rev Pan-Amazônica Saúde, pp. 9–10, 2015.

Zara, A. C. et all, (2016), Estratégias de controle do Aedes aegypti: uma revisão, Epidemiol. Serv. Saúde, Brasília, 25(2):391- 404, abr-jun 2016.

10101

Agência Brasileira do ISBN
ISBN 978-85-7621-249-2
9 788576 212492