

A Produção do Conhecimento na Engenharia Biomédica

Nayara Araújo Cardoso
Renan Rhonalty Rocha
Maria Vitória Laurindo
(Organizadores)

 **Atena**
Editora
Ano 2019

Nayara Araújo Cardoso
Renan Rhonalty Rocha
Maria Vitória Laurindo
(Organizadores)

A Produção do Conhecimento na Engenharia Biomédica

Atena Editora
2019

2019 by Atena Editora
Copyright © Atena Editora
Copyright do Texto © 2019 Os Autores
Copyright da Edição © 2019 Atena Editora
Editora Executiva: Profª Drª Antonella Carvalho de Oliveira
Diagramação: Geraldo Alves
Edição de Arte: Lorena Prestes
Revisão: Os Autores

O conteúdo dos artigos e seus dados em sua forma, correção e confiabilidade são de responsabilidade exclusiva dos autores. Permitido o download da obra e o compartilhamento desde que sejam atribuídos créditos aos autores, mas sem a possibilidade de alterá-la de nenhuma forma ou utilizá-la para fins comerciais.

Conselho Editorial

Ciências Humanas e Sociais Aplicadas

Prof. Dr. Álvaro Augusto de Borba Barreto – Universidade Federal de Pelotas
Prof. Dr. Antonio Carlos Frasson – Universidade Tecnológica Federal do Paraná
Prof. Dr. Antonio Isidro-Filho – Universidade de Brasília
Prof. Dr. Constantino Ribeiro de Oliveira Junior – Universidade Estadual de Ponta Grossa
Profª Drª Cristina Gaio – Universidade de Lisboa
Prof. Dr. Deyvison de Lima Oliveira – Universidade Federal de Rondônia
Prof. Dr. Gilmei Fleck – Universidade Estadual do Oeste do Paraná
Profª Drª Ivone Goulart Lopes – Istituto Internazionale delle Figlie de Maria Ausiliatrice
Profª Drª Juliane Sant’Ana Bento – Universidade Federal do Rio Grande do Sul
Prof. Dr. Julio Candido de Meirelles Junior – Universidade Federal Fluminense
Profª Drª Lina Maria Gonçalves – Universidade Federal do Tocantins
Profª Drª Natiéli Piovesan – Instituto Federal do Rio Grande do Norte
Profª Drª Paola Andressa Scortegagna – Universidade Estadual de Ponta Grossa
Prof. Dr. Urandi João Rodrigues Junior – Universidade Federal do Oeste do Pará
Profª Drª Vanessa Bordin Viera – Universidade Federal de Campina Grande
Prof. Dr. Willian Douglas Guilherme – Universidade Federal do Tocantins

Ciências Agrárias e Multidisciplinar

Prof. Dr. Alan Mario Zuffo – Universidade Federal de Mato Grosso do Sul
Prof. Dr. Alexandre Igor Azevedo Pereira – Instituto Federal Goiano
Profª Drª Daiane Garabeli Trojan – Universidade Norte do Paraná
Prof. Dr. Darllan Collins da Cunha e Silva – Universidade Estadual Paulista
Prof. Dr. Fábio Steiner – Universidade Estadual de Mato Grosso do Sul
Profª Drª Girlene Santos de Souza – Universidade Federal do Recôncavo da Bahia
Prof. Dr. Jorge González Aguilera – Universidade Federal de Mato Grosso do Sul
Prof. Dr. Ronilson Freitas de Souza – Universidade do Estado do Pará
Prof. Dr. Valdemar Antonio Paffaro Junior – Universidade Federal de Alfenas

Ciências Biológicas e da Saúde

Prof. Dr. Gianfábio Pimentel Franco – Universidade Federal de Santa Maria
Prof. Dr. Benedito Rodrigues da Silva Neto – Universidade Federal de Goiás
Prof.^a Dr.^a Elane Schwinden Prudêncio – Universidade Federal de Santa Catarina
Prof. Dr. José Max Barbosa de Oliveira Junior – Universidade Federal do Oeste do Pará
Prof.^a Dr.^a Natiéli Piovesan – Instituto Federal do Rio Grande do Norte
Prof.^a Dr.^a Raissa Rachel Salustriano da Silva Matos – Universidade Federal do Maranhão
Prof.^a Dr.^a Vanessa Lima Gonçalves – Universidade Estadual de Ponta Grossa
Prof.^a Dr.^a Vanessa Bordin Viera – Universidade Federal de Campina Grande

Ciências Exatas e da Terra e Engenharias

Prof. Dr. Adélio Alcino Sampaio Castro Machado – Universidade do Porto
Prof. Dr. Eloi Rufato Junior – Universidade Tecnológica Federal do Paraná
Prof. Dr. Fabrício Menezes Ramos – Instituto Federal do Pará
Prof.^a Dr.^a Natiéli Piovesan – Instituto Federal do Rio Grande do Norte
Prof. Dr. Takeshy Tachizawa – Faculdade de Campo Limpo Paulista

Conselho Técnico Científico

Prof. Msc. Abrãao Carvalho Nogueira – Universidade Federal do Espírito Santo
Prof.^a Dr.^a Andreza Lopes – Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento Acadêmico
Prof. Msc. Carlos Antônio dos Santos – Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro
Prof.^a Msc. Jaqueline Oliveira Rezende – Universidade Federal de Uberlândia
Prof. Msc. Leonardo Tullio – Universidade Estadual de Ponta Grossa
Prof. Dr. Welleson Feitosa Gazel – Universidade Paulista
Prof. Msc. André Flávio Gonçalves Silva – Universidade Federal do Maranhão
Prof.^a Msc. Renata Luciane Polsaque Young Blood – UniSecal
Prof. Msc. Daniel da Silva Miranda – Universidade Federal do Pará

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP) (eDOC BRASIL, Belo Horizonte/MG)	
P964	A produção do conhecimento na engenharia biomédica [recurso eletrônico] / Organizadores Nayara Araújo Cardoso, Renan Rhonalty Rocha, Maria Vitória Laurindo. – Ponta Grossa (PR): Atena Editora, 2019. Formato: PDF Requisitos de sistema: Adobe Acrobat Reader Modo de acesso: World Wide Web Inclui bibliografia ISBN 978-85-7247-382-8 DOI 10.22533/at.ed.828190106 1. Biomedicina – Pesquisa – Brasil. 2. Robótica. I. Cardoso, Nayara Araújo. II. Rocha, Renan Rhonalty. III. Laurindo, Maria Vitória. CDD 610
Elaborado por Maurício Amormino Júnior – CRB6/2422	

Atena Editora
Ponta Grossa – Paraná - Brasil
www.atenaeditora.com.br
contato@atenaeditora.com.br

APRESENTAÇÃO

A obra “A Produção do Conhecimento na Engenharia Biomédica” consiste em um livro de publicação da Atena Editora, com 21 capítulos em volume único, nos quais apresentam estratégias para as técnicas e tecnologias na produção de trabalho em saúde.

As Tecnologias em Saúde é um processo abrangente, por meio do qual são avaliados os impactos clínicos, sociais e econômicos das tecnologias em saúde, levando-se em consideração aspectos como eficácia, efetividade, segurança, custos, custo-efetividade, entre outros, a mesma deve ser compreendida como conjunto de ferramentas, entre elas as ações de trabalho, que põem em movimento uma ação transformadora da natureza. Desse modo, além dos equipamentos, devem ser incluídos os conhecimentos e ações necessárias para operá-los: o saber e seus procedimentos.

Entretanto, o sentido contemporâneo de tecnologia, portanto, diz respeito aos recursos materiais e imateriais dos atos técnicos e dos processos de trabalho, sem, contudo, fundir estas duas dimensões. Além disso, dado o grande desenvolvimento do saber técnico-científico dos dias atuais, este componente saber da tecnologia ganha qualidade estatuto social adicionais. Assim, novas tecnologias são lançadas no mercado todos os dias e com isso as demandas pela incorporação pelo sistema de saúde geradas pelas indústrias, pacientes e profissionais de saúde, têm crescido e continuará crescendo.

Com o intuito de colaborar com os dados já existentes na literatura, este volume traz atualizações sobre novas tecnologias que implementam melhores estratégias terapêuticas, que podem inovar o tratamento dos pacientes de um modo mais prático e resolutivo, assim esta obra é dedicada tanto à população de forma geral, quanto aos profissionais e estudantes da área da saúde. Dessa forma, os artigos apresentados neste volume abordam: aplicabilidade da robótica em terapia para reabilitação de pacientes com perdas de membros; jogo educativo para avaliação cognitivo-motor de deficientes intelectuais, avaliação da resposta da frequência cardíaca de adultos durante teste cardiopulmonar; tecnologias aplicadas à oftálmica como forma de melhorar a qualidade de vida; exposição à radiação ionizante em cirurgias ortopédicas; considerações sobre o espectro luminoso da descarga eletrocirúrgica; desenvolvimento de hidrogéis de quitosana associados a Ibuprofeno para liberação controlada; sistema de identificação de alimentos baseado em imagens de porções alimentares; a hemólise como fator interferente em parâmetros bioquímicos; planejamento em área estética de implante instalado tardiamente pós exodontia - relato de caso clínico e epidemiologia do Alzheimer.

Sendo assim, almejamos que este livro possa colaborar com informações relevantes aos estudantes e profissionais de saúde sobre diferentes tecnologias e técnicas aplicada à saúde, que podem ser usadas para aprimorar a prática profissional, e também para a população de forma geral, apresentando informações atuais sobre

técnicas e tecnologias aplicadas á saúde.

Nayara Araújo Cardoso

Renan Rhonalty Rocha

Maria Vitória Laurindo

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1 1 **APLICABILIDADE DA TERAPIA ROBÓTICA NA REABILITAÇÃO EM PÓS-OPERATÓRIO DE ESOFAGECTOMIA**

Daniela Santana Polati da Silveira
Jéssica Peixoto de Araújo
Maria Lúcia Pedroso Lourenço
Pedro Melhado Trovo
Renata Carvalho Cardoso

DOI 10.22533/at.ed.8281901061

CAPÍTULO 2 5 **ADAPTAÇÃO DE UM PROJETO DE ROBÔ HUMANOIDE IMPRESSO EM 3D EM UMA PRÓTESE SENSORIAL DE MEMBRO SUPERIOR**

Gustavo Pasqua de Oliveira Celani
Roberto Luiz Assad Pinheiro
Mariana Brandão Silvério
Rani Sousa Alves
Elisa Rennó Carneiro Dester
Fabiano Valias de Carvalho

DOI 10.22533/at.ed.8281901062

CAPÍTULO 3 14 **MAO3D - PROTETIZAÇÃO E REABILITAÇÃO DE MEMBRO SUPERIOR ADULTO COM A TECNOLOGIA DE IMPRESSÃO 3D**

Maria Elizete Kunkel
Patrícia Bettiol Abe
Marcelo Pasqua
Israel Toledo Gonçalves
Lucas de Macedo Pinheiro
Sandra Maria Rodrigues

DOI 10.22533/at.ed.8281901063

CAPÍTULO 4 30 **SISTEMA COMPUTADORIZADO PARA APRESENTAR AS VARIAÇÕES NO CENTRO DE MASSA NO DISCO PROPRIOCEPTIVO DE FREEMAN**

André Roberto Fernandes da Silva
Antônio Vinícius de Moraes
Leandro Lazzareschi
Silvia Regina Matos da Silva Boschi
Terigi Augusto Scardovelli
Alessandro Pereira da Silva

DOI 10.22533/at.ed.8281901064

CAPÍTULO 5 40 **ESPECTROSCOPIA RAMAN APLICADA NA OBSERVAÇÃO DE PRINCÍPIO ATIVO DE REPELENTE DE INSETOS NA PELE**

Michele Marin da Costa
Landulfo Silveira Jr.
Renato Amaro Zângaro
Marcos Tadeu Tavares Pacheco
João Dias da Costa

DOI 10.22533/at.ed.8281901065

CAPÍTULO 6	54
AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO COGNITIVO-MOTOR DE DEFICIENTES INTELLECTUAIS COM JOGO EDUCATIVO	
Letícia Gonçalves Segatto Mariana Cardoso Melo	
DOI 10.22533/at.ed.8281901066	
CAPÍTULO 7	68
UM NOVO ALGORITMO DE EVOLUÇÃO DIFERENCIAL BASEADO EM SIMULATED ANNEALING PARA RECONSTRUÇÃO DE IMAGENS DE TOMOGRAFIA POR IMPEDÂNCIA ELÉTRICA	
Reiga Ramalho Ribeiro Priscila Dias Mendonça	
DOI 10.22533/at.ed.8281901067	
CAPÍTULO 8	79
SISTEMA BASEADO NA WEB DE ESPECIFICAÇÃO E COMPARAÇÃO TÉCNICA DE EQUIPAMENTOS MÉDICOS APLICADO EM RAIOS-X	
Walter Lima Ramirez Filho Lourdes Mattos Brasil	
DOI 10.22533/at.ed.8281901068	
CAPÍTULO 9	87
A NEW MEASURE TO EVALUATE SUBTHRESHOLD RESONANCE IN NEURONS	
Rodrigo Felipe de Oliveira Pena Vinicius Lima Cordeiro Cesar Augusto Celis Ceballos Renan Oliveira Shimoura Antônio Carlos Roque da Silva Filho	
DOI 10.22533/at.ed.8281901069	
CAPÍTULO 10	94
REPEATABILITY OF GAIT RANGES OF MOTION IN THE PRESENCE OF STROKE	
Vanessa Lucas dos Santos Gisele Francini Devetak Elisangela Ferretti Manffra	
DOI 10.22533/at.ed.82819010610	
CAPÍTULO 11	107
AVALIAÇÃO DA RESPOSTA DA FREQUÊNCIA CARDÍACA DE ADULTOS DURANTE TESTE CARDIOPULMONAR	
Elisângela de Andrade Aoyama Vera Regina Fernandes da Silva Paz Marília Miranda Forte Gomes	
DOI 10.22533/at.ed.82819010611	
CAPÍTULO 12	113
ASSISTIVE TECHNOLOGY OF OPHTHALMIC MEMBRANE OCCLUSIVE FROM NATURAL LATEX	
Jaqueline Alves Ribeiro Suéilia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa	
DOI 10.22533/at.ed.82819010612	

CAPÍTULO 13	121
VALORES DE EXTINÇÃO TOPOLÓGICOS PARA ANÁLISE DE QUALIDADE DE IMAGENS DE FUNDO DE OLHO	
Alexandre Gonçalves Silva Marina Silva Fouto Angélica Moises Arthur Rangel Arthur	
DOI 10.22533/at.ed.82819010613	
CAPÍTULO 14	131
EXPOSIÇÃO À RADIAÇÃO IONIZANTE EM CIRURGIAS ORTOPÉDICAS	
Celso Júnio Aguiar Mendonça Frieda Saicla Barros Bertoldo Schneider Júnior	
DOI 10.22533/at.ed.82819010614	
CAPÍTULO 15	141
CONSIDERAÇÕES SOBRE O ESPECTRO LUMINOSO DA DESCARGA ELETROCIRÚRGICA	
Elton Dias Junior Evaldo Ribeiro Bertoldo Schneider Junior	
DOI 10.22533/at.ed.82819010615	
CAPÍTULO 16	149
DESENVOLVIMENTO DE HIDROGÉIS DE QUITOSANA ASSOCIADOS A IBUPROFENO PARA LIBERAÇÃO CONTROLADA	
Amanda de Castro Juraski Sônia Maria Malmonge Nasser Ali Daghasanli Juliana Kelmy Macário Barboza Daguano	
DOI 10.22533/at.ed.82819010616	
CAPÍTULO 17	159
SISTEMA DE IDENTIFICAÇÃO DE ALIMENTOS BASEADO EM IMAGENS DE PORÇÕES ALIMENTARES	
Yuri Malinowsky Shiga Kristy Soraya Coelho Joao da Silva Dias Giselle Lopes Ferrari Ronque	
DOI 10.22533/at.ed.82819010617	
CAPÍTULO 18	169
A HEMÓLISE COMO FATOR INTERFERENTE EM PARÂMETROS BIOQUÍMICOS	
Luma Carolina Santos da Silva Graziéli Ferreira Carmargo Camilla Lazzaretti	
DOI 10.22533/at.ed.82819010618	

CAPÍTULO 19	177
DOENÇA DE ALZHEIMER: ESTIMATIVAS EM USUÁRIOS DO SISTEMA ÚNICO DE SAÚDE DO MUNICÍPIO DE OSÓRIO/RS	
Cristiano Serrano Tubelo Filho	
Gabriel Corteze Netto	
Camilla Lazzaretti	
DOI 10.22533/at.ed.82819010619	
CAPÍTULO 20	187
UPPER LIMB EXOSKELETON BY PNEUMATIC MUSCLES	
Filipe Loyola Lopes	
Larissa Guimarães Veríssimo	
Elton Silva de Moraes	
Raphael Sander de Souza Pereira	
Rani de Souza Alves	
DOI 10.22533/at.ed.82819010620	
CAPÍTULO 21	190
PLANEJAMENTO EM ÁREA ESTÉTICA DE IMPLANTE INSTALADO TARDIAMENTE PÓS EXODONTIA – RELATO DE CASO CLINICO	
Edith Umasi Ramos	
Luan Pier Benetti	
Luiz Gustavo Cavalcanti Bastos	
André Carlos de Freitas	
Tainara Tejada Camacho	
Ana Paula farnezi Bassi	
DOI 10.22533/at.ed.82819010621	
SOBRE OS ORGANIZADORES	203

APLICABILIDADE DA TERAPIA ROBÓTICA NA REABILITAÇÃO EM PÓS-OPERATÓRIO DE ESOFAGECTOMIA

Daniela Santana Polati da Silveira

Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, Brasil

Jéssica Peixoto de Araújo

Hospital de Câncer de Barretos, Barretos, Brasil

Maria Lúcia Pedroso Lourenço

Hospital de Câncer de Barretos, Barretos, Brasil

Pedro Melhado Trovo

Hospital de Câncer de Barretos, Barretos, Brasil

Renata Carvalho Cardoso

Hospital de Câncer de Barretos, Barretos, Brasil

REESUMO: O câncer esofágico é uma das neoplasias mais graves, mas ao longo dos anos seu prognóstico tem melhorado cada vez mais. Com o avanço da tecnologia conseguimos acompanhar novas estratégias terapêuticas, que podem inovar o tratamento fisioterapêutico para essas pacientes submetidas ao tratamento cirúrgico do câncer de esôfago. O objetivo do trabalho é Identificar as principais alterações funcionais ocasionadas pela esofagectomia e detalhar a reabilitação robótica escolhida pela equipe. Trata-se de um relato de caso, de um paciente que foi submetido ao tratamento da reabilitação em específico a terapia robótica, no período de março a junho do ano de 2018, realizada no Hospital de Câncer de Barretos, através de uma avaliação detalhada de todas as informações do prontuário, e da avaliação realizada pelo Armeo Spring da Reabilitação

Robótica, com o intuito de esclarecer as alterações funcionais decorrentes da esofagectomia. A paciente apresentava dor no membro superior direito (MSD), diminuição de força muscular, anestesia na borda medial do 5º dedo e na face medial/proximal do braço e hipoestesia na face medial do antebraço direito, diminuição da amplitude de movimento (ADM) no MSD, dispnéia e dores musculares generalizadas. Com a terapia robótica a paciente apresentou uma melhora significativa, mostrando que a terapia é capaz de auxiliar no processo de reabilitação.

PALAVRAS-CHAVE: Esofagectomia, Robótica, Câncer.

APPLICABILITY OF ROBOTIC THERAPY ON POSTOPERATIVE REHABILITATION OF ESOPHAGECTOMY

INTRODUÇÃO

O câncer esofágico é uma das neoplasias mais graves, mas ao longo dos anos seu prognóstico tem melhorado cada vez mais. É de difícil diagnóstico, por esse motivo quando diagnosticado já está em um estado mais avançado, fazendo com que a escolha pelo procedimento cirúrgico seja a melhor opção.

A neoplasia esofágica é a 15º mais

frequente em mulheres e a 6° em homens, para os anos de 2018 e 2019 estima-se 8.240 novos casos em homens e 2.550 em mulheres. Com o avanço da tecnologia conseguimos acompanhar novas estratégias terapêuticas, que podem inovar o tratamento fisioterapêutico para essas pacientes submetidas ao tratamento cirúrgico do câncer de esôfago.

O objetivo da reabilitação convencional é manter e recuperar a funcionalidade através de exercícios terapêuticos realizados por um terapeuta onde ele move o corpo do paciente. A terapia robótica tem sido utilizada com forma de reabilitação, e tem se mostrado muito promissora para melhora da função do membro superior.

A realidade virtual oferece um ambiente totalmente diferente, atingindo a capacidade de alcançar os objetivos da reabilitação, através da utilização de feedbacks em tempo real, com táticas adaptativas em diferentes graus de dificuldade. O objetivo do trabalho é Identificar as principais alterações funcionais ocasionadas pela esofagectomia e detalhar a reabilitação robótica escolhida pela equipe.

MÉTODOS

A pesquisa foi constituída de um relato de caso e posteriormente uma busca literária para esclarecimento do tema abordado nas bases de dados BVS, Pubmed e Cochrane. Em seguida um estudo do tratamento da reabilitação em específico a terapia robótica, no período de março a junho do ano de 2018, realizada no Hospital de Câncer de Barretos, através de uma avaliação detalhada de todas as informações do prontuário, e da avaliação realizada pelo Armeo Spring da Reabilitação Robótica, com o intuito de esclarecer as alterações funcionais decorrentes da esofagectomia.

A coleta de dados foi realizada dentro das normas do ministério da saúde e conselho nacional de ética em pesquisa com embasamento na resolução n° 196/96 versão 2012. Foi solicitada a autorização da instituição, para realização da pesquisa, com consentimento da paciente, tendo livre escolha de participar ou desistir da mesma, mantendo total anonimato e sigilo das informações coletadas. A pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da instituição, o qual foi cadastrado sob o número 0157/2018.

RESULTADOS

Paciente 41 anos, sexo feminino, casada, ex-tabagista, portadora de câncer de esôfago (leiomioma com pinçamento diafragmático), foi indicada a esofagectomia como proposta de tratamento, sendo realizada a dissecação do terço médio do esôfago com ressecção de seguimento de pleura parietal e linfadenectomia infra – carinal em bloco com preservação dos nervos laríngeos, apresentando estabilidade hemodinâmica.

A paciente apresentava dor no membro superior direito (MSD), diminuição de força muscular, anestesia na borda medial do 5° dedo e na face medial/proximal do

braço e hipoestesia na face medial do antebraço direito, diminuição da amplitude de movimento (ADM) no MSD, dispnéia e dores musculares generalizadas. A tabela 1 demonstra a avaliação dos seis meses de tratamento com a terapia robótica utilizando o Armeo Spring para promover melhora da força muscular, amplitude de movimento, coordenação motora e estabilidade do membro superior.

Função	Avaliação janeiro	Avaliação Junho
ADM	Em toda amplitude do ombro a paciente conseguia suportar 20% do peso do braço.	Em toda amplitude do ombro a paciente conseguiu suportar 40% do peso do braço.
Coordenação motora	Déficit de motricidade grossa	Melhora da coordenação motora grossa, mesmo com o aumento da dificuldade dos exercícios.
Exercícios	Nível fácil	Nível difícil muito bem suportado.
Força	Apresentou grau III	Apresenta grau V
Planos de movimentos	O alcance nos planos transversal, sagital e frontal: foi de 80%	O alcance nos planos transversal, sagital e frontal: está em 90%
Dor	EVA: 8	EVA: 6

TABELA 1 – Avaliação da terapia robótica

DISCUSSÃO

O Armeo® é um sistema usado para a reabilitação dos membros superiores segundo El-Shamy et., al (2017) é um exoesqueleto que fornece suporte gravitacional para o membro superior afetado por meio de um mecanismo de mola e magnifica qualquer movimento residual ativo do braço hemiparético.

A terapia robótica tem se demonstrado muito eficaz na reabilitação oncológica a utilização da realidade virtual ajuda positivamente o paciente a sentir mais confortável e perder o medo do exercício, todo o movimento é coordenado e monitorado, não proporcionando nenhum dano ao paciente. Portanto após a reavaliação da paciente foi possível observar melhoras significativas, tanto na amplitude de movimento quanto na força muscular, e ainda apresentou melhora na dor.

É uma tecnologia que tem se demonstrado muito eficaz, que precisa de novos estudos, para divulgação da terapia, ele pode ser utilizado, para qualquer alteração de movimentação, amplitude de movimento, e força, do membro superior, trabalhando desde o ombro até o punho.

CONCLUSÃO

Os estudos com a terapia robótica são poucos, mas seus resultados são positivos, isso incentiva pesquisadores a entender mais profundamente o aparelho e testar em outros tipos de patologias. O Armeo está sendo reconhecido como um recurso inovador

utilizado pela equipe como facilitador no processo de recuperação físico funcional no tratamento cirúrgico do câncer de esôfago.

REFERÊNCIAS

Chiara Sicuri, Giuseppe Porcellini e Giovanni Merolla. Robotics in shoulder rehabilitation. *Muscles, Ligaments and Tendons Journal* 2014; 4 (2): 207-213.

El-Shamy S, Alsharif R. Effect of virtual reality versus conventional physiotherapy on upper extremity function in children with obstetric brachial plexus injury. *J Musculoskelet Neuronal Interact*. Dezembro de 2017;17(4):319–26.

Guinan EM, Dowds J, Donohoe C, Reynolds JV, Hussey J. The physiotherapist and the esophageal cancer patient: from prehabilitation to rehabilitation: Physiotherapy and esophageal cancer. *Diseases of the Esophagus*. 2017; 30, 1–12.

Nerz C, Schwickert L, Becker C, Studier-Fischer S, Müßig JA, Augat P. Effectiveness of robot-assisted training added to conventional rehabilitation in patients with humeral fracture early after surgical treatment: protocol of a randomised, controlled, multicentre trial. *Trials* [Internet]. [Acesso em 6 de março de 2018]. 2017; 18:589. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5719790/>.

Silva JAG. Estimativa 2018: incidência de câncer no Brasil. Coordenação de Prevenção e Vigilância. – Rio de Janeiro: INCA, 2017.

Vaccarezza H, Ardiles V, Resio N, Bersano F, Moriconi G, Lenz M, et al. Resección quirúrgica con intención curativa del colangiocarcinoma hilar. Nuestra experiencia. *Acta Gastroenterológica Latinoamericana*. 2012;42(4).

ADAPTAÇÃO DE UM PROJETO DE ROBÔ HUMANOIDE IMPRESSO EM 3D EM UMA PRÓTESE SENSORIAL DE MEMBRO SUPERIOR

Gustavo Pasqua de Oliveira Celani

Instituto Nacional de Telecomunicações (INATEL)
Guaxupé – MG

Roberto Luiz Assad Pinheiro

Instituto Nacional de Telecomunicações (INATEL)
Niterói – RJ

Mariana Brandão Silvério

Instituto Nacional de Telecomunicações (INATEL)
Bom Repouso – MG

Rani Sousa Alves

Instituto Nacional de Telecomunicações (INATEL)
Barra Mansa – RJ

Elisa Rennó Carneiro Dester

Instituto Nacional de Telecomunicações (INATEL)
Santa Rita do Sapucaí – MG

Fabiano Valias de Carvalho

Instituto Nacional de Telecomunicações (INATEL)
Santa Rita do Sapucaí – MG

RESUMO: Este artigo aborda a possibilidade de adaptar um projeto open source do braço de um robô humanoide em uma prótese impressa em 3D. Foram impressas a mão, pulso e antebraço em filamento de ABS branco, aos quais foi introduzido um sistema de sensoriamento para captação do toque e desenvolvido um software responsável por apresentar a leitura das informações captadas. Realizou-se um teste de resistência do protótipo, que suportou uma média de $3,86 \pm 0,22\text{kg}$ e um teste de captação

de dois tipos de sensores (piezoelétrico e resistivo) no qual o resistivo se mostrou mais eficiente para a proposta.

PALAVRAS-CHAVE: Prótese de antebraço, sensoriamento, impressão 3D.

ABSTRACT: This article discusses the possibility of adapting an open source project arm of a humanoid robot in a printed prosthesis in 3D. Hand, wrist and forearm were printed in white ABS filament that was introduced into a sensing system that captures the touch and software responsible for presenting the reading of the information. We made a prototype of the resistance test, which bore an average of $3.86 \pm 0.22\text{kg}$ and uptake test two types of sensors (piezoelectric and resistive) at which the resistor is more efficient for the proposal.

KEYWORDS: Forearm prosthesis, sensing, 3D printer.

1 | INTRODUÇÃO

Por definição, amputação é a perda segmentar ou total de um membro. Suas consequências não se restringem ao comprometimento anatômico, sendo causas também das alterações de imagem corporal e desempenho funcional do amputado (Spence, 2000).

As próteses possuem funções muito além da restauração física e sua necessidade foi percebida há milhares de anos. Os relatos das primeiras próteses de membro superior (mmss) datam de cerca de 200 d.C., feitas em aço (Silva, 2008). No ano de 2011, Ivan Owen desenvolveu uma prótese para uma criança sul africana e percebeu que logo teria que trocá-la em decorrência do seu crescimento. Por este motivo, Ivan começou a estudar impressoras 3D para desenvolver próteses que pudessem ser impressas. Ele desenvolveu o primeiro modelo funcional de prótese impressa em 3D.

Desde então, uma série de estudos foram iniciados mundialmente e percebeu-se que o elevado custo de produção poderia ser reduzido a partir da utilização da impressão 3D na confecção das partes mecânicas das próteses. Atualmente, na internet, existem diversos projetos abertos para impressão de próteses de mmss de baixo custo, como por exemplo a ONG *Enabling the Future*, que disponibiliza alguns tipos de próteses com acionamento mecânico, em sua maioria para pessoas com a articulação do punho intacta.

Diante do exposto, o objetivo foi adaptar um projeto de braço mecânico de um robô humanoide impresso em 3D para ser utilizado como uma prótese sensorial.

2 | PROTÓTIPO

Para a construção do protótipo foi escolhido o projeto *open source* de um robô humanoide INMOOV (Langevin, 2015). O protótipo foi totalmente impresso em 3D utilizando-se a impressora *prt1* (B3D). Usou-se como material a acrilonitrilbutadieno estireno (do inglês, *acrylonitrilebutadienestyrenes* – ABS), sendo gastos 884g de ABS, sendo necessárias aproximadamente 67h de impressão. O protótipo da prótese possui 50cm de altura, 13cm de largura e 22cm de mão, como pode ser observado na Figura 1.

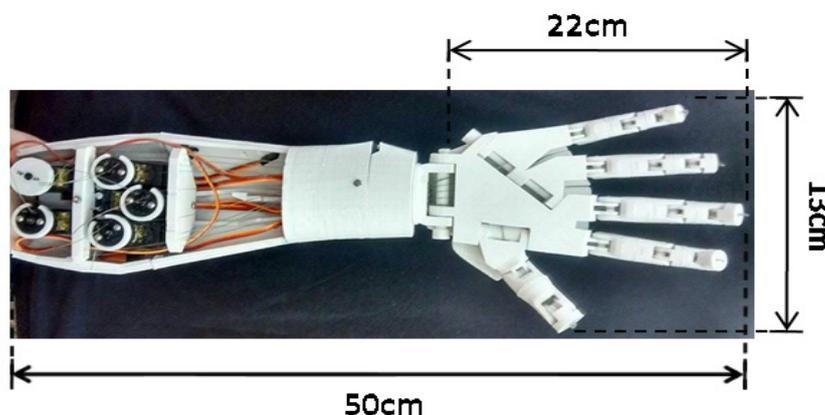


Figura 1 – Dimensões do protótipo e disposição de 5 servo motores no antebraço, responsáveis pela movimentação dos dedos.

Para realizar os movimentos dos dedos e do pulso, foram utilizados, ao todo, 6 servo motores (*Tower Pro*[®]). Cinco foram fixados no antebraço (Figura 1) e eram

responsáveis pela movimentação dos dedos de forma independente (um motor para cada um dos cinco dedos) e o sexto motor, responsável pela movimentação do pulso, foi fixado no próprio pulso. Quando o motor é configurado para 0°, o dedo fica completamente estendido, enquanto a configuração de 180° o flexiona por completo, nas configurações entre 0° e 180° o dedo fica em uma posição intermediária.

Presos aos eixos dos motores existem fios de nylon (Dourado®), com espessura de 0,6mm constituídos 100% de poliamida com resistência de 17kgf, responsáveis por ligar os dedos aos seus respectivos motores para que ocorra o movimento. Já no processo de junção dos dedos foi utilizada uma solução preparada (Tigre®) constituída de acetona dissolvida em ABS.

O teste de resistência foi realizado em quintuplicata utilizando novos conjuntos de dedos impressos nas mesmas condições, sendo: 70% de densidade e 0,84mm de camada. Foram gastos 62g e 20,28m de filamento de ABS totalizando 9h44min para imprimir cada conjunto. O teste se consistiu na aplicação de massas sobre os dedos simulando o ato de carregar uma sacola plástica.

Com o protótipo ortogonal ao chão segurando uma sacola plástica de massa desprezível foram adicionadas, gradualmente, massas de 50g. Para cada adição de massas, o protótipo era submetido a 3 minutos ininterruptos de suporte, com intervalo de 1 minuto de descanso. Durante o descanso, a sacola contendo as massas era totalmente removida e o protótipo permanecia na mesma posição com os dedos completamente flexionados. Foram anotados a massa suportada e o tempo do teste a cada alteração estrutural (trincas no ABS). O teste foi continuado até a impossibilidade estrutural do protótipo de segurar a sacola.

No experimento foram estudados os seguintes parâmetros: a massa suportada até o trincamento de pelo menos um dos dedos (massa de trincamento), massa total suportada até a queda da sacola, bem como os tempos nos quais ocorreram cada evento e os comprimentos dos fios de nylon.

Os valores relacionados à massa de trincamento e a máxima massa suportada passaram por estatística descritiva e foram comprovados pelo teorema de *Chebyshev*. Os dados referentes ao comprimento dos fios apresentaram distribuição normal e foram comparados por meio do teste *t-student* com intervalo de confiança de 5% ($p \leq 0,05$).

3 | SENSORIAMENTO

Para o sensoriamento do protótipo foram estudados dois tipos de sensores de pressão, o sensor piezoelétrico MEAS®, normalmente, utilizado para mensurar flexão, toque, vibração ou choque e com um menor custo, e o sensor resistivo *InterlinkElectronics*® (do inglês, *force sensing resistor* - FSR). Os sensores possuem, respectivamente, 3,125cm² (Measurement, 2008) e 3,23cm² (Bebionic, 2016) de área tátil.

Para definir qual sensor se adequaria melhor a proposta, foi realizado um teste no qual, gradualmente, foram aplicados corpos de prova de ferro com massas de 50g sobre a área sensitiva do sensor. Cada corpo de prova permaneceu em contato com o sensor por 1 minuto e analisou-se a média da tensão de sua resposta em uma faixa de 50g até 950g. Para analisar uma possível diferença de comportamento, os testes foram realizados com dois tipos de materiais. O ferro foi utilizado para representar materiais condutores, e para a simulação de materiais isolantes, foi colocada uma fina borracha de massa desprezível entre o sensor e o corpo de prova.

Para quantizar o toque, a variação de tensão sobre o sensor foi lida pelo microcontrolador (Arduino® *Due*®) analogicamente.

4 | SOFTWARE

Foi desenvolvido um *software* em Java que permite o acompanhamento de cada sensor. Ele fornece informações como o *status* do sensor (ativo ou inativo) e a intensidade do toque em uma escala de 0 a 100, sendo 0 a ausência de toque e 100 a intensidade máxima captada pelo sensor (Figura 2).

Na Figura 2, à esquerda, tem-se a disposição dos sensores (numeração feita para facilitar a identificação e tornar a interface gráfica do software mais clara ao usuário), sendo que em vermelho são sensores inativos, enquanto em verde, aqueles que estão em contato com alguma superfície. A representação da intensidade também é feita por meio de esferas na região do toque, que têm raios proporcionais à intensidade aplicada.

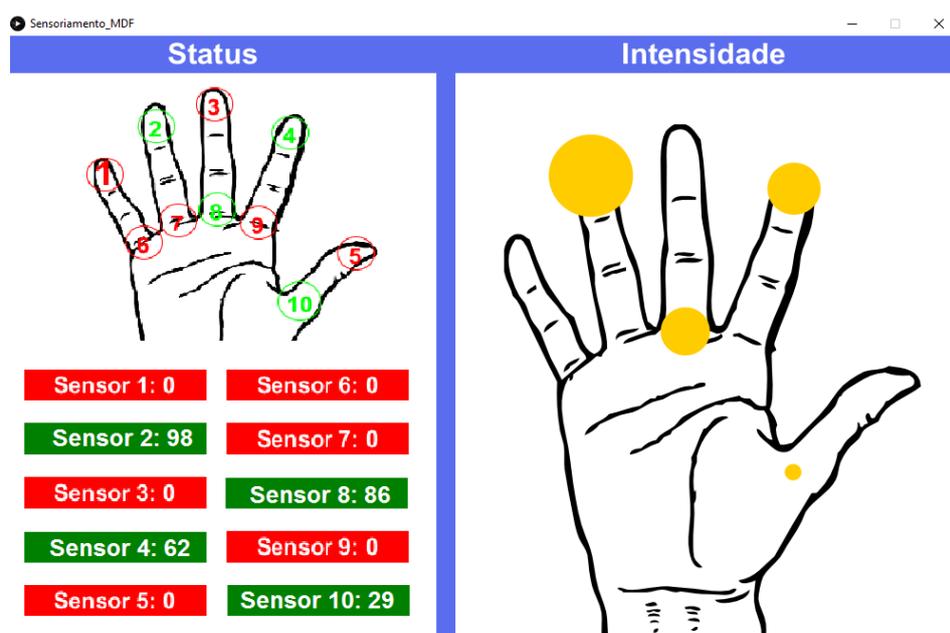


Figura 2 - Interface gráfica do software.

Exemplo de ativação dos sensores 2, 4, 8 e 10 com diferentes intensidades.

5 | RESULTADOS

O protótipo tem uma massa total de 902g, sendo capaz de movimentar independentemente seus 5 dedos e punho utilizando 6 servo motores. Isto possibilita o manuseio de inúmeros objetos.

Em todos os cinco experimentos observou-se que o dedo mínimo trincou (Figura 3), sendo que em três, o dedo chegou a soltar a sacola.

Pela estatística descritiva, constatou-se que o protótipo resiste a uma carga média de $3,86 \pm 0,22\text{kg}$ (mediana de 3,90kg). O tempo total médio para que a sacola viesse ao chão foi de 2h52min42s, com desvio padrão de 13min46s.



Figura 3 - Distribuição desigual da tensão da carga sobre os dedos da prótese.

Na Tabela 1, apresentam-se os valores das massas e os tempos de trincamento do dedo mínimo, a carga máxima e o tempo total em que a carga foi suportada pelo protótipo para cada teste.

Número do Teste	Massa de trincamento dedo mínimo (Kg)	Tempo de trincamento dedo mínimo (h)	Carga máxima suportada (Kg)	Tempo total suportado (h)
1	3,55	2:35:10	3,95	2:59:10
2	3,25	2:15:17	3,50	2:30:17
3	3,65	2:40:25	3,90	2:55:25
4	3,90	2:55:02	4,10	3:07:02
5	3,60	2:36:35	3,85	2:51:35

Tabela 1: Teste de resistência do protótipo. Apresenta-se a massa e o tempo de trincamento do dedo mínimo, o tempo e valor da carga máxima suportada e o tempo total de duração do teste.

A média da carga máxima suportada pelo protótipo foi 3,86Kg, com desvio padrão de 0,22Kg e variância de 0,05Kg². Utilizando o intervalo das massas obtidas no teorema de *Chebyshev* (3,50Kg a 4,10Kg), constatou-se uma confiabilidade dos resultados de 89,48% (Figura 4).

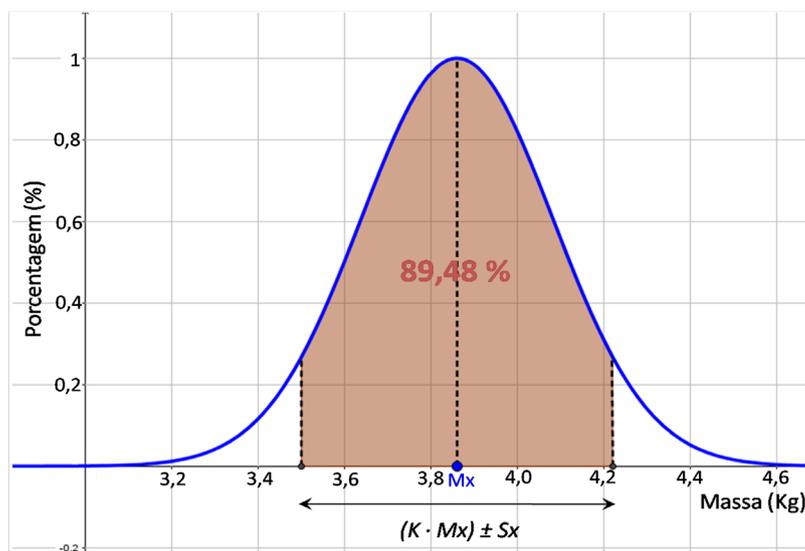


Figura 4 - Gráfico de análise das cargas máximas suportadas.

Onde Mx é a média (3,86Kg), Sx é o desvio padrão (0,22Kg) e K é a constante proveniente do teorema de *Chebyshev* (1,39 para este caso).

Os dados referentes ao comprimento dos fios apresentaram distribuição normal e suas variações não foram significativas.

No que se refere ao sensoriamento, quando em contato direto com apenas 1 corpo de prova de 50g (condutor), o sensor piezoelétrico atingiu seu máximo de tensão mensurável. E quando colocado um material isolante (borracha) entre o sensor e o corpo de prova, não houve resposta do sensor.

Entretanto o sensor resistivo, apresentou um comportamento logarítmico semelhante para os ambos tipos de materiais (isolante e condutor). As respostas médias medidas no intervalo de tempo dos dois tipos de sensores são demonstradas na Figura 5.

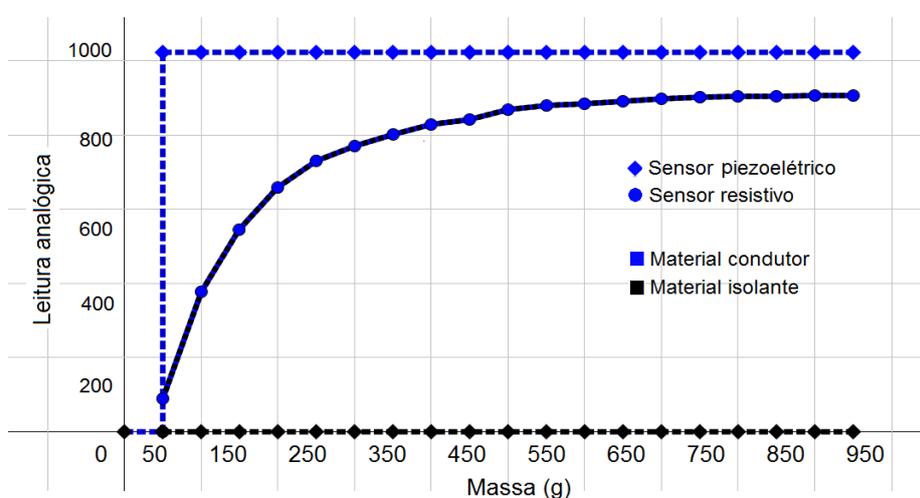


Figura 5 - Comportamento dos sensores de pressão resistivo e piezoelétrico.

6 | DISCUSSÃO

Houveram alguns parâmetros passados pelo projeto que foram alterados para uma otimização do protótipo. Dentre eles, dois se destacam: a densidade, que precisou ser aumentada de 30% (Langevin, 2015) para 80% devido à fragilidade e deformação das peças impressas; e as espessuras de algumas peças que tiveram que variar de 0,84mm a 1,68mm, dependendo da necessidade.

Como a configuração de posição dos dedos pode ser feita de 0° a 180°, existem 180 posições diferentes em que o dedo pode se encontrar. Isto proporciona uma maior precisão em seus movimentos.

Com a realização do teste de resistência, observou-se que este modelo do protótipo não está adequado para um modelo funcional. A partir da visualização da Figura 3, pode-se constatar que a anatomia da prótese fez com que a carga não se distribuisse igualmente entre os quatro dedos, tensionando mais os dedos indicador e mínimo. Possivelmente, o rompimento da articulação proximal do dedo mínimo se deu ao fato deste dedo ser menos resistente que o dedo indicador, uma vez que possui menos material e também pelo efeito de alavanca causado pela anatomia do protótipo.

Quando comparada sua resistência com a resistência de próteses existentes no mercado, o protótipo chega a ter uma resistência 11 vezes menor que uma prótese de mão biônica (Bebionic, 2016). Porém, é válido levar em consideração que os materiais utilizados em sua confecção são diferentes do protótipo testado. Isto mostra que, possivelmente, além da anatomia do protótipo o seu material também contribuiu para sua baixa resistência. Todavia, testes funcionais de resistência são ainda necessários para avaliar o real desempenho do protótipo.

A partir do teste realizado com os sensores, foi constatado que o sensor resistivo (*InterlinkEletronics*[®]) seria a melhor escolha se comparado ao sensor piezoelétrico (*MEAS*[®]). Isto se deu ao fato do sensor resistivo apresentar um comportamento logarítmico preciso (Interlink Eletronics, 2016) para ambos os tipos de materiais, enquanto o sensor piezoelétrico não ter respondido adequadamente aos materiais, corroborando com a literatura (Camargo, 2008). Isto pode ter ocorrido pelo fato da borracha possuir certa elasticidade, o que, conseqüentemente, amortece a deformação do sensor e impede o efeito piezoelétrico (Massucato, 2010). A partir da determinação do melhor tipo de sensor, serão acoplados 10 sensores resistivos no protótipo, sendo 5 nas falanges distais e 5 nas falanges proximais a fim de conferir um amplo sensoriamento e melhor controle dos movimentos.

A variação de tensão provocada por um dos sensores é lida pelo microcontrolador *Arduino*[®] *Due*[®] analogicamente, ou seja, em uma escala que varia de 0 a 1023, devido ao fato deste microcontrolador possuir um conversor analógico/digital (A/D) de 10-bits (ATMEL). Observou-se que entre 50g e 200g o sensor resistivo obteve um comportamento próximo de linear, indicando melhor desempenho nesse intervalo. Isto ocorreu porque no circuito divisor de tensão, presente na leitura do sensor, foi utilizado

um resistor de 10k Ω , porém, este valor de resistência pode ser alterado a fim de se obter uma resposta mais precisa para diferentes faixas de massa (Interlink Eletronics, 2016).

Para realizar o *feedback* sensível ao usuário, pretende-se usar estimulação eletrotátil, como sugerido por Nohama, Lopes e Cliquet (Nohama, 1995). Pretende-se também implantar um sistema de controle eletromiográfico que permitirá que o usuário controle o protótipo por estímulos musculares. Almeja-se produzir uma nova prótese otimizando suas características como, por exemplo, seu peso e sua resistência, além de sua anatomia para que ela se encaixe melhor em um modelo funcional. A partir de testes em pacientes amputados, deseja-se avaliar a funcionalidade do protótipo.

7 | CONCLUSÃO

Pode-se concluir que o protótipo ainda não está adequado para substituir um membro superior amputado. Isto se evidencia em decorrência de sua elevada massa total e sua baixa resistência. O sensor resistivo *InterlinkEletronics*[®] foi escolhido para o sensoriamento do protótipo uma vez que apresentou melhores resultados se comparado ao sensor piezoelétrico MEAS[®]. Futuramente, o software passará por um processo de melhorias e detalhamentos, além disso, outros testes serão realizados no protótipo, tais como resistência mecânica, peso e funcionalidade anatômica.

8 | AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à FAPEMIG pelas bolsas de estudo da pesquisa e ao CDTTA (Centro de Desenvolvimento e Tratamento de Tecnologia Assistiva) pela disponibilidade de recursos, equipamentos e infraestrutura.

REFERÊNCIAS

ATMEL, **ATmega 640/V - 1280/V - 1281/V 2560/V - 2561/V 8-bit Atmel microcontroller with 16/32/64KB In-System Programable Flash Datasheet**. pp. 268. 2016.

Bebionic. **Technical Information**. Disponível em: http://bebionic.com/distributor/documents/bebionic3_Tech_Manual_web.pdf. Acessado em: 29/01/2016.

Camargo DR. **Desenvolvimento de um Protótipo de uma Prótese Antropomórfica para Membros Superiores**. Universidade de São Paulo. pp. 124, 2008.

Interlink Eletronics. **FSR - Force Sensing Resistor, Integration Guide and Evaluation Parts Catalog**. Version 1.0. Rev D. 2016.

Langevin G. **Hand and Forarm - InMoov Open Source 3D Printed Life-Size Robot**. 2015. Disponível em: <http://www.inmoov.fr/hand-and-forarm>. Acessado em: 18/11/2015.

Massucato F, Martins GL, Silva H, Paula TR. **Análise das Propriedades Mecânicas de Materiais Poliméricos**. 2010. Universidade Estadual de Campinas. Disponível em: <http://www.fem.unicamp.br/~assump/Projetos/2010/g5>. Acessado em 10/07/2016.

Measurement. **S.LTD with Crimps Vibrations Sensor/Switch.LTD0-028k piezo vibration**. Rev1. 2008.

Nohama P, Lopes AV, Cliquet AJr. **Electrotactile Stimulator for Artificial Proprioception - Artificial Organs**. ISSN: 0160.564-X. pp. 225-230, 1995.

Silva E. **Amputados de Membros Superiores, em Terapia Ocupacional**. 2008. Disponível em: https://tocupacional.wordpress.com/2008/08/10/amputa_dos-de-membros-superiores-mmss/. Acessado em: 27/10/2015.

Spence AP. **Anatomia humana básica**. São Paulo: Manole, 2000.

MAO3D - PROTETIZAÇÃO E REABILITAÇÃO DE MEMBRO SUPERIOR ADULTO COM A TECNOLOGIA DE IMPRESSÃO 3D

Maria Elizete Kunkel

Universidade Federal de São Paulo UNIFESP,
Instituto de Ciência e Tecnologia
São José dos Campos - SP

Patrícia Bettiol Abe

Universidade do Vale do Paraíba, UNIVAP,
Faculdade Ciências da Saúde
São José dos Campos - SP

Marcelo Pasqua

Marcelo Pasqua Studios
São Paulo – SP

Israel Toledo Gonçalves

Universidade Federal de São Paulo UNIFESP,
Instituto de Ciência e Tecnologia
São José dos Campos - SP

Lucas de Macedo Pinheiro

Universidade de Brasília, UnB
Brasília – DF

Sandra Maria Rodrigues

Lexis Psicologia
São José dos Campos - SP

RESUMO: Diversos tipos de traumas como acidentes de trabalho ou trânsito, sequelas de doenças adquiridas ou casos de agressões físicas resultam em amputação traumáticas de membro superior. Nestes casos, próteses de mão podem auxiliar o usuário visando sua autonomia, independência, qualidade de vida e inclusão social. Manufatura aditiva ou impressão

3D é um princípio de fabricação utilizado em aplicações na engenharia biomédica como customização de órteses e próteses. O Programa Mao3D da Unifesp desenvolveu um processo de protetização e reabilitação para uma mulher adulta vítima de agressão física. Este capítulo apresenta a evolução deste estudo de caso cujos objetivos foram: 1) Criar um modelo feminino de prótese mecânica de mão, a partir de modificações estruturais de modelos open source infantis, para manufatura por impressão 3D, 2) Avaliar o desempenho da prótese por meio de uma equipe interdisciplinar e 3) Realizar a reabilitação da voluntária. O modelo completo da prótese de membro superior desenvolvida estará disponibilizado no site do Mao3D www.mao3d.com.br. O modelo criado consiste de um novo modelo de mão com a parte do braço adaptada do Team Unlimbited Arm. Com o uso da prótese a voluntária conseguiu realizar a maioria das tarefas pré-estabelecidas na etapa de reabilitação. Mais estudos precisam ser realizados para avaliar o uso de prótese a longo prazo.

PALAVRAS-CHAVE: prótese de mão, impressão 3D, manufatura aditiva, engenharia biomédica, Mao3D.

ABSTRACT: Various types of trauma such as work or traffic accidents, sequelae of acquired diseases or cases of physical aggression result

in traumatic upper limb amputation. In these cases, hand prostheses can help the user with autonomy, independence, quality of life and social inclusion. Additive manufacturing or 3D printing is a principle used in biomedical engineering applications such as orthotic and denture customization. The Mao3D Program of Unifesp has developed a process of protection and rehabilitation for an adult female victim of physical aggression. This chapter presents the evolution of this case study whose objectives were: 1) To create a female model of mechanical hand prosthesis, from structural modifications of children's open source models, to manufacturing by 3D printing, 2) To evaluate the performance of the prosthesis by middle of an interdisciplinary team and 3) Rehabilitate the volunteer. The complete model of the developed upper limb prosthesis will be available on the Mao3D website www.mao3d.com.br. The created model consists of a new hand model with the adapted arm part of Team Unlimbited Arm. With the use of the prosthesis, the volunteer was able to perform most of the tasks pre-established in the rehabilitation stage. More studies are needed to evaluate the use of prostheses in the long term.

KEYWORDS: hand prosthesis, 3D printing, additive manufacturing, biomedical engineering, Mao3D.

1 | INTRODUÇÃO

De acordo com o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), o Brasil tem cerca de 25% da população com algum tipo de deficiência. Anomalias congênitas afetam entre 1 e 2% dos nascidos vivos. Desta população, aproximadamente 10% possuem deformidades dos membros superiores (Chung 2011; França Bisneto 2011). A maioria dos casos de anomalia congênita da mão são resultado de malformação do feto durante alguma fase da gestação. A brida amniótica, por exemplo, é a consequência de traumatismo intrauterino que resultam em malformação das mãos do feto que pode nascer com a ausência de um ou mais dedos (Matic e Komazec 2009). Além disso, diversos tipos de traumas como acidentes de trabalho ou de trânsito, sequelas decorrentes de doenças adquiridas ou até mesmo casos de agressões físicas podem resultar em uma amputação traumáticas de membro superior. Com a perda da capacidade manipulatória, o indivíduo passa a ter uma vida menos funcional, mais dependente e com limitações para exercer atividades relacionadas com a rotina pessoal como educação, trabalho e lazer.

A Tecnologia Assistiva abrange todo dispositivo, recurso tecnológico ou serviço desenvolvido para proporcionar mais autonomia, independência e inclusão social à pessoa com deficiência (Cook 2001). Próteses de mão são dispositivos de tecnologia assistiva criados com a função de substituir o membro ausente visando a autonomia, independência, qualidade de vida e inclusão social do usuário. Devido à sua natureza interdisciplinar, a criação de uma prótese de mão e a reabilitação do usuário para o bom uso deste dispositivo, requer a integração de várias disciplinas de diferentes áreas de conhecimento, como engenharia, medicina, terapia ocupacional, psicologia,

design e outras. Desse modo, desenvolver uma prótese de mão com custo acessível e boa funcionalidade requer um processo inovativo e interdisciplinar.

A biomecânica da mão humana é algo ainda muito difícil de ser reproduzido, assim, desenvolver uma prótese de mão é complexo pois este dispositivo deve ser uma estrutura articulada que possa ser facilmente acionado, de tamanho reduzido, com boa resistência mecânica e peso adequado (Loenert, 2018). Além disso, em muitos casos a prótese de mão precisa ser personalizada pois cada caso tem um anatomia diferenciada e requer um bom ajuste da prótese com o formato do coto de acordo com a necessidade do usuário. A personalização de um dispositivo de tecnologia assistiva eleva o custo final e o tempo de produção. Outra etapa muito importante no processo de protetização é o processo de reabilitação pois é ele que permite que o usuário aprenda a utilizar a prótese para realizar as tarefas do dia a dia como manipular objetos, se alimentar, fazer higiene pessoal e etc (Loenert, 2017a).

As próteses convencionais de membro superior podem ser do tipo estética, mecânica ou automatizadas, de modo geral os modelos mais acessíveis disponíveis no mercado apresentam muitas limitações funcionais e uma taxa de abandono de uso em torno 90%. Um dos motivos do abandono está no fato das próteses serem feitas em escala industrial, ou seja, exatamente iguais. Como cada pessoa apresenta características únicas, conhecer e levar em consideração as deformidades anatômicas, mobilidades articulares e mesmo a condição do tecido do coto, é essencial para se desenvolver uma boa prótese. Não levar em considerações tais fatores, implica diretamente na má reabilitação do usuário. Se o processo de reabilitação não for bem concluído, inevitavelmente o usuário não conseguirá utilizar a prótese em seu cotidiano. A prótese de membro superior estética tem a função apenas de representar o aspecto visual do membro sendo passiva, a prótese mecânica é articulada e pode ser acionada pelo movimento de uma articulação do braço e a prótese automatizada por ser do tipo mioelétrica com sensores em contato com a pele para acionar motores que irão fazer a articulação dos dedos.

A manufatura aditiva ou impressão 3D engloba um conjunto de tecnologias que permitem a criação de objetos físicos em vários tipos de materiais a partir de modelos virtuais em 3D (Volpato, 2017). Inicialmente, a impressão 3D foi aplicada em áreas industriais como desenvolvimento de produtos otimizados e de qualidade. Nos últimos anos, a impressão 3D tem sido aplicada também na área de saúde como uma ferramenta para a criação de órteses, próteses e biomodelos para ensino, planejamento e treinamento cirúrgico (Kunkel, 2019). O processo de impressão 3D Moldagem por Fusão e Deposição FDM (*Fused Deposition Modeling*) permite que um objeto seja construído por deposição de um polímero extrudado sobre uma mesa com movimentação vertical. A cabeça de extrusão se movimenta no plano x-y e é alimentada por um filamento de polímero que é aquecido para ser dispensado na forma de filetes em estado pastoso formando a estrutura física de um objeto. Dentre os diversos processos de impressão 3D existentes atualmente, o FDM é o mais

acessível. O mercado nacional dispõe de diversos tipos de impressoras de baixo custo e filamentos de polímeros e diversas plataformas na internet disponibilizam modelos em 3D de diversos tipos de objetos com licença de uso livre, os modelos open source (Loenert 2016a, 2017b).

O primeiro modelo *open source* de prótese mecânica de mão infantil manufaturado por impressão 3D foi criado no projeto *Robohand*, na África do Sul em 2013 (Fig.1). Comparada com uma prótese comercial, a prótese mecânica feita por impressão 3D tem uma produção simples e com custo mais baixo. A prótese é feita com material plástico, o que permite que ela seja leve e viabiliza, a uma criança sem membro, a realização de diversas atividades como escrever, brincar de bola ou bicicleta e segurar objetos pequenos (Robohand, 2013). A Organização Não Governamental ONG e-Nable foi criada nos EUA em 2014 baseada no projeto Robohand (Schull, 2014). A e-Nable é formada por milhares de voluntários de todo o mundo, principalmente americanos, que colaboram juntos com o desenvolvimento de novos modelos de próteses de mão e braço *open source*, impressão e montagem de próteses para doação às crianças ou divulgando e ensinando como as próteses podem ser feitas (e-Nable, 2014) (Fig. 1). Em 2017 foi criado um segmento da e-Nable no Brasil, ainda são poucos os voluntário que atuam neste contexto, se destacam a ONG Dar a Mão e o Programa Mao3D.



Fig. 1 – Prótese de mão mecânica infantil feitas por impressão 3D dos projetos Robohand e e-Nable.

Fonte: (Robohand, 2013 e e-Nable, 2014).

O Programa Social de Extensão Mao3D do Instituto de Ciência e Tecnologia da Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP) foi criado em 2015 para reproduzir os modelos de prótese da e-Nable e doar estes dispositivos sem custo para crianças

que precisam (Loenert 2016a e b) (Fig. 2). O Mao3D é formado por estudantes de bacharelado em ciência e tecnologia e engenharia da UNIFESP e conta com a ajuda de voluntários externos na área de design e saúde. O Mao3D está alinhado com a missão da UNIFESP de promover o avanço do conhecimento através de ações de ensino, pesquisa e extensão. As atividades de extensão do Mao3D estão vinculadas com o curso de Engenharia Biomédica que tem como fundamentos a interdisciplinaridade, excelência e inclusão social (Kunkel 2017). Vídeos disponíveis em www.mao3d.com.br



Fig. 2 – Próteses de mão mecânica infantil feitas por impressão 3D do Programa Mao3D.

Atualmente, um grande número de próteses feitas por impressão 3D têm sido doadas na maioria dos casos para crianças. No entanto, ainda faltam estudos mostrando evidências sobre a aceitação, funcionalidade e durabilidade destes dispositivos. A grande vantagem do uso de impressão 3D para fazer próteses de membros é a possibilidade de personalização com variação de cores, formas, tamanhos e modelos (Ganga 2016, ten Kate et al, 2017). No início de 2018, uma equipe do Mao3D criou uma próteses de mão por impressão 3D para uma mulher adulta, este capítulo apresenta a evolução deste estudo de caso. Os objetivos deste estudo foram: 1) Criar um modelo feminino de prótese mecânica de mão a partir de modificações estruturais de modelos open source infantis para manufatura por impressão 3D, 2) Avaliar o desempenho da prótese por meio de uma equipe interdisciplinar e 3) Realizar a reabilitação da voluntária.

2 | MÉTODOLOGIA E RESULTADOS

2.1 Caso estudado

A voluntária do estudo é uma mulher de 31 anos residente em Campo Novo do Parecis (MT) que foi agredida fisicamente com um objeto cortante adquirindo várias lesões pelo corpo. A voluntária passou por cirurgias reparadoras de amputação nos dois membros superiores que resultou em uma amputação de desarticulação de punho do lado esquerdo e uma amputação transradial do terço distal no lado direito. Em casos de amputação bilateral como este, o uso de próteses de mão pode ajudar o usuário na realização de atividades do dia a dia. Entre janeiro e fevereiro de 2018, uma equipe do mao3D foi formada para a criação de uma prótese de membro superior para atender a este caso. Como a voluntária é destra a equipe optou por fazer inicialmente uma prótese de mão para o membro superior direito.

2.2 Equipe interdisciplinar

A criação da prótese de mão personalizada e o processo de reabilitação requerem informação de várias áreas para atender as necessidades do usuário. Neste estudo foi formada uma equipe interdisciplinar (Fig. 3):

Nome	Área de atuação	Instituição	Função
Maria Elizete Kunkel	Biomecânica	Unifesp	Coordenação
Patricia Bettiol Abe	Terapeu Ocupacional	Univap	Reabilitação
Sandra Maria Rodrigues	Psicóloga	Lexis Psicologia	Atendimento psicológico
Marcelo Pasqua	Designer gráfico	Marcelo Pasqua Studios	Modelagem 3D
Lucas de M Pinheiro	Eng. Mecatrônica	UnB	Impressão 3D
Israel Toledo Gonçalves	Protetista e podólogo	Unifesp	Montagem e revestimento
Clinton A do E Santos Mariana Mineiro Paloma Gonçalves Viviane Mariano Natália A dos Santos	Eng. Biomédica	Unifesp	Apoio na Impressão 3D
Renato Spenser e Everton	Assessoria técnica	e-Nable Brasil	Assessoria técnica

Fig. 3 – Equipe interdisciplinar do Programa Mao3D

2.3 Entrevistas com psicóloga e terapeuta ocupacional para prescrição da prótese

Inicialmente a voluntária recebeu atendimento psicológico sobre a expectativa e aspectos emocionais com relação à aquisição e utilização da prótese. Este atendimento visou reduzir a frustração e o risco de abandono do uso da prótese. Durante o processo de protetização e reabilitação foram realizados mais 4 atendimentos. A voluntária foi atendida também pela terapeuta ocupacional que é a profissional que prescreve a prótese. Os objetivos dos encontros foram: 1) Definir o modelo de prótese mais

adequado para a voluntária com base no exame do coto e articulação do cotovelo, 2) Realizar testes para avaliar a condição física do coto em relação à força, amplitude articular e sensibilidade e 3) Determinar as principais necessidades funcionais. Neste caso, Um modelo de prótese mecânica de mão acionado pela articulação do cotovelo foi definido como sendo o mais adequado. A avaliação sensitiva realizada na região das cicatrizes para determinar possível hipersensibilidade, anestesia, sensação de membro fantasma, mostrou que a voluntária não apresentou nenhuma alteração. As principais necessidades de atividades de vida diária descritas pela voluntária foram alimentação, andar de bicicleta, fazer a higiene independentemente no banheiro e as atividades de cuidado com a casa.

2.4 Definição dos requisitos e modelo da prótese de mão

Utilizando uma metodologia de design thinking, os seguintes requisitos foram definidos para a prótese de mão desenvolvida neste estudo: Baixo custo, produção das peças em polímero por impressão 3D, conforto e facilidade de uso, boa aparência estética, funcionalidade, boa resistência mecânica com acionamento pelo cotovelo. Até o momento da execução deste projeto não existiam modelos *open source* de prótese mecânica de mão para adultos, todos os modelos disponíveis são lúdicos para agradar o público infantil. Neste estudo foi idealizado a criação de um novo modelo de mão adulta com características femininas. O designer criou um novo modelo da mão e para a parte do braço foi utilizado um modelo *open source* da e-Nable originalmente projetado para criança. O desafio aqui foi adequar o modelo de prótese infantil para o uso adulto.

2.5 Aquisição das medidas antropométricas da usuária.

De modo geral, uma prótese de membro superior é feita baseada na medida dimensionais do membro contralateral do usuário. Neste caso de estudo, como a voluntária apresentava uma amputação bilateral não havia a possibilidade de fazer a prótese com a medida exata do membro perdido. As medidas do coto da voluntária foram adquiridas com um fita métrica (Fig. 4a) e por escaneamento 3D com o scanner Isense (Fig. 4b). A solução encontrada pelo designer para fazer o modelo da mão foi criar o modelo 3D baseado em fotos e medidas da mão da mãe da voluntária (Fig. 4c e d).

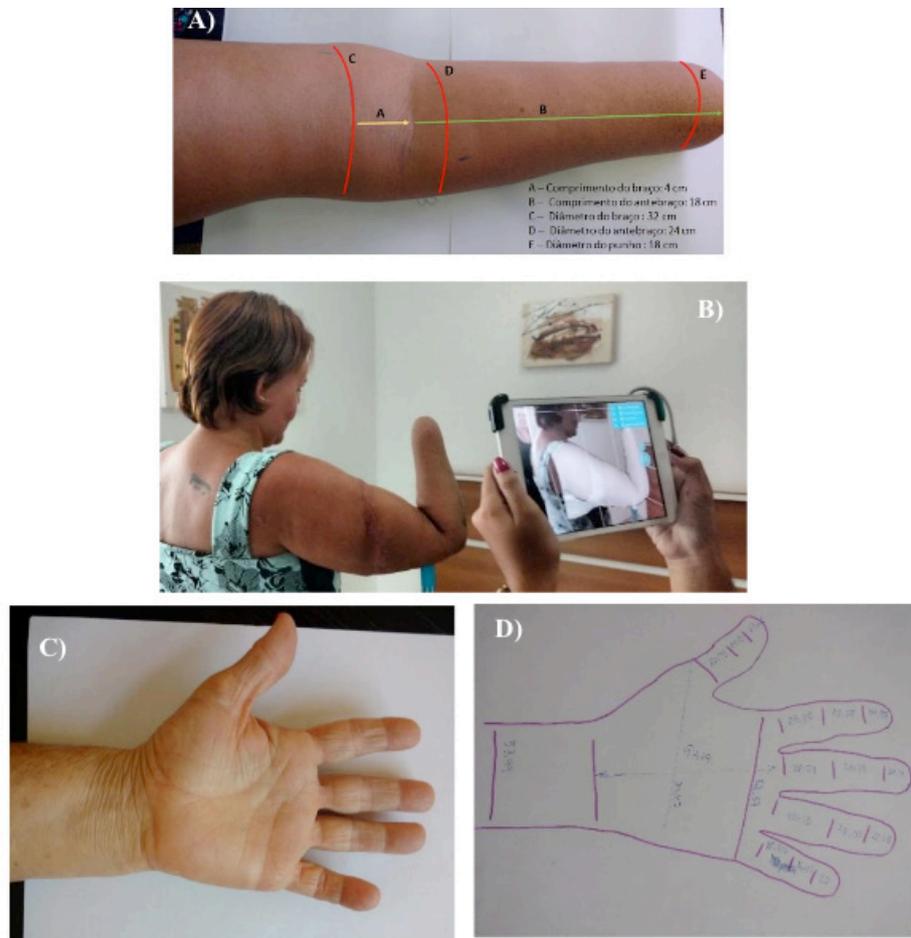


Fig.4 – Processo de aquisição das medidas: A) Medidas diretas com uso de fita métrica, B) Digitalização do coto, C) e D) Mão da mãe da voluntária e suas respectivas medidas que serviram de base para a modelagem 3D da prótese de mão.

2.6 Modelagem 3D da prótese

A modelagem da parte da mão da prótese foi feita com o software de escultura digital ZBrush. Em relação à estética foram reproduzidos os traços da mão da mãe da voluntária para que a peça ficasse mais delicada. Alguns critérios importantes com a posição do polegar foram considerados no design final da prótese para permitir a função de pinça entre os dedos. O desenho da mão da voluntária foi redimensionado para se ajustar ao formato do coto obtido por escaneamento 3D (Fig. 5).



Fig.5 – Modelagem 3D da parte da mão da prótese.

Assim como nos modelos *open design* da e-Nable, os dedos da mão da prótese desenvolvida neste projeto foi projetada para serem acionados por um sistema mecânico de fios tracionadores (Fig. 6). A extremidade proximal dos fios é fixada à uma base na parte do antebraço da prótese e a distal à ponta de cada dedo. Os fios são guiados da base até a ponta dos dedos pelo interior das peças proporcionando flexão e extensão das articulações dos dedos por meio do movimento do cotovelo.

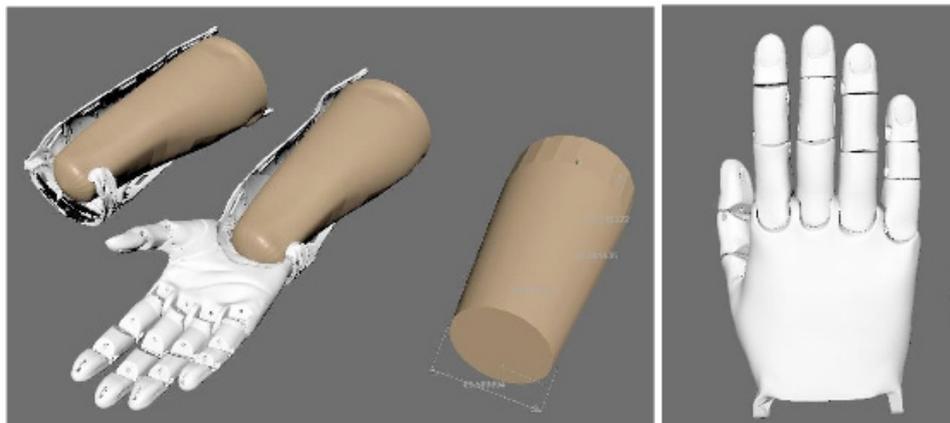


Fig.6 – Modelo 3D da prótese de mão mecânica adulta ajustado ao coto digital da voluntária.

A parte do braço do modelo *open source* de prótese The UnLimbited Arm v2.1 - Alfie Edition foi utilizado por atender ao tipo de amputação transradial do braço da voluntária (Team UnLimbited Arm 2016) (Fig.7). Para permitir um melhor ajuste ao braço da voluntária as medidas foram redimensionadas de modo que a proporção do modelo original foi modificada.

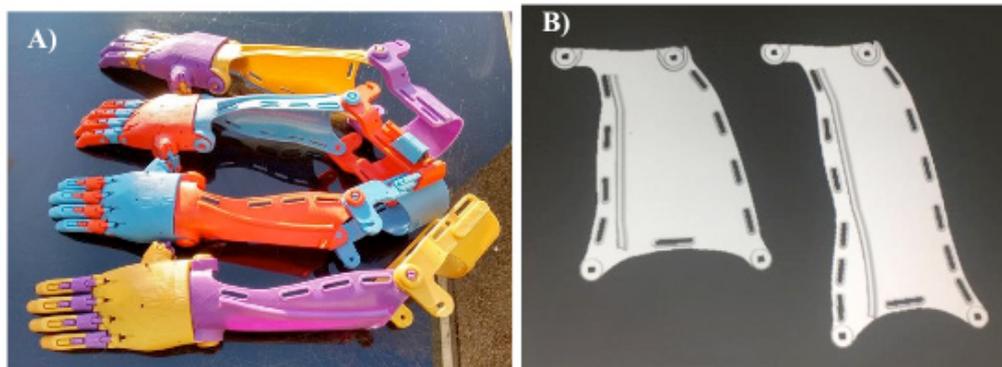


Fig.7 –

A) Modelo Team Unlimbited Arm v2.1 - Alfie Edition utilizado como base para a modelagem da parte do braço da prótese, B) Peça original e redimensionada do antebraço.

2.7 Impressão 3D

A etapa de impressão 3D das peças que formam a prótese inclui os seguintes passos: exportação da geometria tridimensional em STL (formato de arquivo comum para impressão 3D); verificação da integridade do arquivo; Definição dos parâmetros de impressão desejadas; exportação em código de máquina; impressão e pós-processamento da peça se necessário (Fig. 8).

Neste estudo, todas as peças rígidas que formam a prótese como a palma, falanges, conectores, antebraço e braço foram manufaturadas em material polimérico termoplástico ácido Polilático (PLA) e as partes flexíveis como a articulação dos dedos foram manufaturadas em poliuretano (TPU) em uma impressora 3D Sethi3D Aip (Fig. 8). O PLA é um material biodegradável, rígido, leve, com pouca flexibilidade e boa resistência em relação a absorção de impacto sendo por isso muito usado na produção de próteses e órteses pela boa relação preço e qualidade. O TPU foi utilizado como filamento flexível para obter elasticidade na conexão entre as falanges e consequentemente a eficiência no acionamento da prótese.

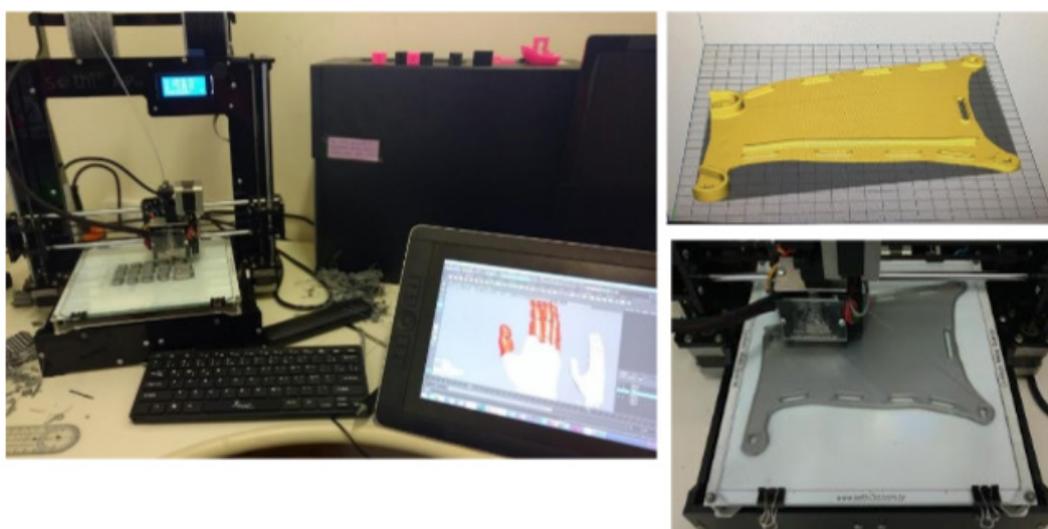


Fig.8 – Impressão 3D das peças que forma a prótese de mão

2.8 Moldagem, montagem e testes de ajuste da prótese

Após a impressão 3D das peças e antes da montagem da prótese em si é

realizado o processo de moldagem das peças do antebraço e braço. Para isto, as peças do braço e antebraço foram aquecidas uma a uma com um soprador térmico com uma temperatura entre 60°C e 80°C com uma distância das peças de aproximadamente 15 cm para não as danificar. As peças manufaturadas em PLA facilmente torna-se maleável a esta temperatura e uma vez aquecido, as peças foram modeladas em uma base circular cônica com dimensões similares ao da voluntária (Fig. 9). Estas peças são impressas planas pela facilidade e são moldadas após a impressão 3D para que possam oferecer um bom ajuste ao coto. O processo de montagem da prótese é feito com fio multifilamento que oferecem maior resistência mecânica e mais força de tração nos dedos e parafusos roscados para aumentar a estabilidade das articulações (Fig. 10).



Fig.9 – Resultado do processo de moldagem e montagem da prótese

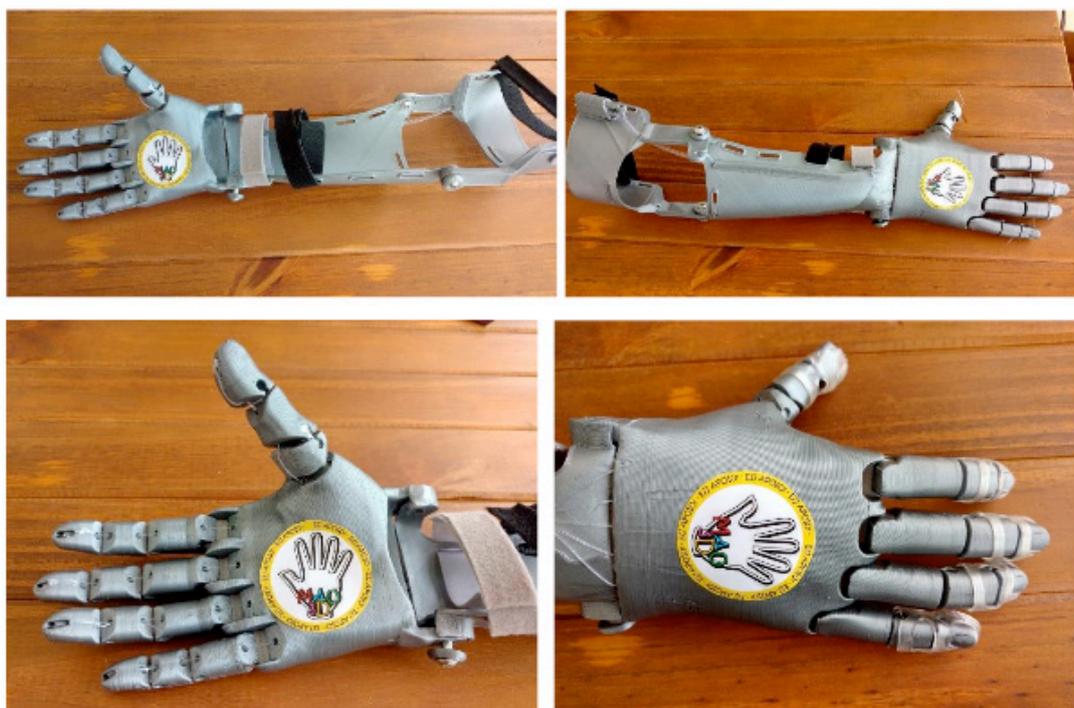


Fig.10 – Vista anterior e posterior da prótese de membro superior montada

Após a montagem da prótese foi feito o primeiro teste de ajuste com a voluntária, durante o teste é possível observar se a prótese está bem dimensionada ou se precisará voltar para a etapa de modelagem e impressão 3D. Nesta etapa podem ainda ser feitos pequenos ajustes por aquecimento da peça com o soprador térmico (Fig. 11).



Fig.11 – Primeiro teste de ajuste da prótese com a voluntária

Na região das pontas dos dedos foi confeccionada uma ponteira para melhorar o contato da prótese com objetos criando mais aderência pelo aumento do atrito entre os dedos e um objeto (Fig. 12). O aumento do atrito é importante na aplicação de forças ao agarrar um objeto. Assim o material intervém, de maneira proporcional à área de contato entre o objeto e a mão, evitando o deslizamento.

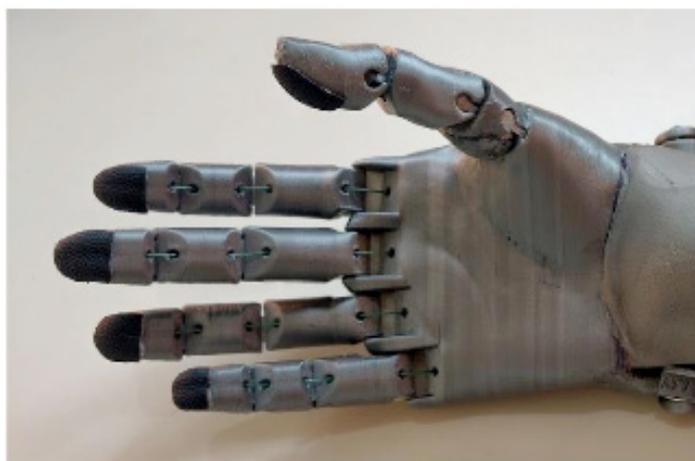


Fig.12 – Ponteiros foram confeccionados para melhorar o contato dos dedos com objetos

Os testes de bancada da prótese isolada foram realizados para avaliar o desempenho da prótese ao exercer a função de garra na realização de tarefas básicas como agarrar, levantar e sustentar objetos com diferentes características geométricas (forma e tamanho) e físicas (peso e material).

2.9 Revestimento interno e acessórios para fixação da prótese

O revestimento é uma cobertura feita na parte interna da prótese que entra em contato com o coto do usuário. Este revestimento protege os pontos de pressão que tendem a causar dor ou lesões. Para que este revestimento tenha uma boa resposta, é necessário que o material tenha ótima resistência a abrasão e se possível, capacidade

de dispersão dos picos de pressão. Neste estudo, o Etíl Vinil Acetato (EVA) com 25% de borracha em sua composição foi utilizado para o revestimento . O EVA foi aderido à parte interna da prótese com cola de contato. Ainda nessa etapa foi utilizado abaixo da camada de revestimento em EVA, o biolátex com densidade de dureza shore 5 para fazer o contato do coto com a palma da prótese (Fig. 13). O Biolátex não tem resistência a abrasão, mas tem excelente capacidade de dispersão de força e grande durabilidade. A junção desses materiais oferece mais resistência às forças externas e conforto sem risco de lesão. Tais revestimentos e a devida aplicação da engenharia dos materiais, levando em conta as características anatômicas e a biomecânica do movimento, são essenciais para permitir uma boa reabilitação do usuário. Para finalizar a prótese foram confeccionados acessórios para fixação da prótese no coto e realizados mais testes de ajuste com a voluntária.



Fig.13 – Montagem final da prótese: revestimento interno e acessórios para fixação.

2.10 Reabilitação

O processo de reabilitação da voluntária com o uso da prótese desenvolvida neste estudo foi realizado pela terapeuta ocupacional e acompanhado pela equipe técnica e psicóloga. A reabilitação consistiu em 5 encontros com a realização de testes de manipulação de objetos comuns no dia a dia da voluntária (Fig. 14). A maioria das atividades foi realizada com sucesso. Além destes testes a voluntária relatou o uso da prótese para andar de bicicleta.

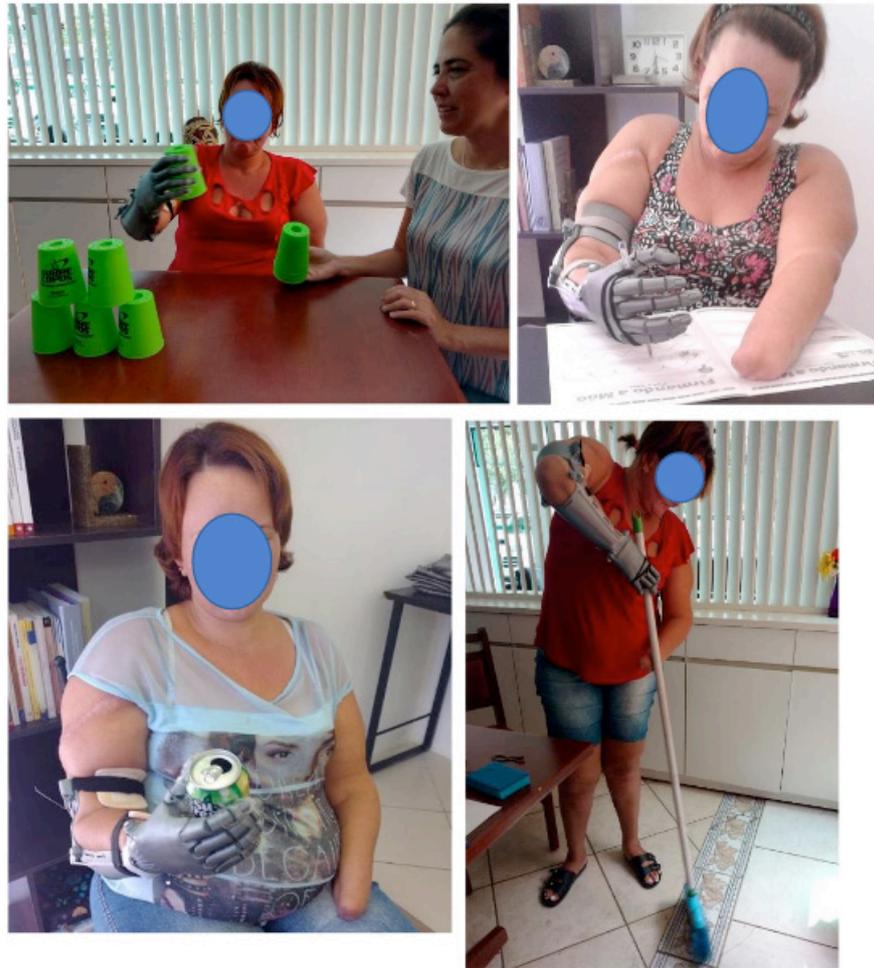


Fig.14 Diferentes etapas do processo de reabilitação

3 | DISCUSSÕES E CONSIDERAÇÕES FINAIS

No Brasil, o desenvolvimento de próteses e órteses no contexto de Engenharia biomédica está ainda dando os seus primeiros passos. As próteses convencionais trazem limitações funcionais e elevado custo, se tornando de difícil aplicabilidade. Próteses mecânica desenvolvida com a tecnologia de impressão 3D são uma boa alternativa por conta da possibilidade de customização e uso de diversos tipos de materiais.

Somente uma equipe interdisciplinar trabalhando junto com o usuário com foco nas suas necessidades específicas pode garantir o sucesso do processo de protetização e melhoria da qualidade de vida e autonomia. Este estudo trouxe contribuições importantes no sentido de aprofundar o entendimento da protetização com a utilização de próteses produzidas por impressão 3D (Fig. 15). No entanto, mais estudos são necessários para avaliação da aceitação do modelo pelo usuário a médio e longo prazo. Em relação à reabilitação, percebe-se a importância de um acompanhamento longitudinal de curto e médio prazo. Durante o atendimento psicológico, os medos e inseguranças da voluntária foram trabalhados visando a reestruturação cognitiva da mesma e a resiliência para as dificuldades decorrentes da amputação e do processo

de reabilitação.



Fig.15 – Etapa inicial e final do projeto de protetização e reabilitação de membro superior. Da esquerda para a direita: Psicóloga, voluntária, Coordenadora e Terapeuta Ocupacional

O modelo completo da prótese desenvolvida neste estudo estará disponibilizado no site do Mao3D www.mao3d.com.br. Seguem algumas sugestões para estudos futuros:

- Investigar e conhecer o perfil de qualidade, segurança e efetividade das próteses por meio de ensaios laboratoriais.
- Identificar problemas críticos relacionados à fabricação do material e ao procedimento de montagem e uso.
- Realização de simulação computacional com as próteses.
- Acrescentar à prótese mecânica mecanismos robóticos com sensores e atuadores de modo que a prótese possa ser automatizada por sinais mioelétricos colhidos das terminações nervosas, tenha um sistema de realimentação e possa obedecer a um comando do usuário

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem a Richard Van As e Ivan Owen pela criação da primeira prótese de mão por impressão 3D no projeto Robohand, a todos os membros da comunidade global e-NABLE e The Unlimbited pelo desenvolvimento e divulgação de novos modelos *open source*, e a todos os voluntários e apoiadores do Programa Mao3D em especial à empresa Boa Impressão 3D.

REFERÊNCIAS

Chung MS. **Congenital differences of the upper extremity: classification and treatment principles.** Clin Orthop Surg. 2011;3(3):172-7.

Cook AM, Hussey S. **Assistive Technologies: Principles and Practices.** Mosby – Year Book, Inc., 2001

e-Nable. Enabling the Future. 2014. Disponível em <http://enablingthefuture.org/> acesso em fevereiro de 2019.

França Bisneto EN. **Deformidades congênitas dos membros superiores**. Parte I: falhas de formação. Rev. bras. Ortop. 2012, vol.47, n.5, pp. 545-552.

Ganga T. 2016. Qual modelo usar? Disponível em <https://mao3d.wordpress.com/2016/02/18/qual-modelo-usar/> acesso em fevereiro de 2019.

Kunkel ME. 2019. **Fundamentos e Tendências em Inovação Tecnológica**. Editora Unifesp (pré print).

Kunkel, ME. (2017) iMaster. **Mao3D- O programa colaborativo que reúne inovação, tecnologia e inclusão**. Disponível em <https://imasters.com.br/tecnologia/mao3d-o-programa-colaborativo-que-reune-inovacao-tecnologia-e-inclusao>, acesso em fevereiro de 2019.

Loenert L - 3DPrinting. 2016a. **Assistive technology in Brazil: how 3D printing has revolutionized the Biomechanics**. Disponível em <https://3dprinting.com.br/tecnologia-assistiva-no-brasil-como-a-impresao-3d-tem-revolucionado-a-biomecanica/> acesso em fevereiro de 2019.

Loenert L - 3DPrinting. 2016b. **Mao3D reabilita crianças com próteses impressas em 3D no Vale do Paraíba**. Disponível em <https://3dprinting.com.br/mao3d-reabilita-criancas-com-protese-impresas-em-3d-no-vale-do-paraiba/> acesso em fevereiro de 2019.

Loenert L - 3DPrinting. 2017a. **Challenges in the rehabilitation of patients with assistive technology equipment**. Disponível em <https://3dprinting.com.br/desafios-na-reabilitacao-de-pacientes-com-equipamentos-de-tecnologia-assistiva/> acesso em fevereiro de 2019.

Loenert L - 3DPrinting. 2017b. **Prosthetics and Orthotics upper member produced by additive manufacturing**. Disponível em <https://3dprinting.com.br/protese-e-ortese-de-membro-superior-produzidas-por-manufatura-aditiva/> acesso em fevereiro de 2019.

Loenert L - 3DPrinting. 2018. **3D printing and biomechanics applied to upper limb prosthesis**. Disponível em <https://3dprinting.com.br/impresao-3d-e-a-biomecanica-aplicada-as-protese-de-membros-superiores/> acesso em fevereiro de 2019.

Matic A, Komazec J (2009) **Amniotic band syndrome**. Acta Medica Medianae, 48, 2, 44-48. acesso em fevereiro de 2019.

Robohand. 2013. **MakerBot and Robohand I 3D Printing Mechanical Hands**. Disponível em <https://youtu.be/WT3772yhr0o> acesso em fevereiro de 2019.

Schull J. **e-NABLE - Volunteers changing the world with 3D-printed prosthetics**. TEDxFlourCity. 2014 Disponível em <https://youtu.be/H4Fwn3RHa14> acesso em fevereiro de 2019

Sumsion T. **Prática Baseada no Cliente na Terapia Ocupacional**, Roca 2003

Team UnLimbited Arm. 2016. Disponível em <https://www.thingiverse.com/thing:1672381>. acesso em fevereiro de 2019.

ten Kate, J., Smit, G., & Breedveld, P. (2017). **3D-printed upper limb prostheses: a review**. Disability and Rehabilitation: Assistive Technology, 12(3), 300-314.

Volpato, N. Manufatura aditiva: **Tecnologias e aplicações da impressão 3D**. Blucher. 2017 São Paulo.

SISTEMA COMPUTADORIZADO PARA APRESENTAR AS VARIAÇÕES NO CENTRO DE MASSA NO DISCO PROPRIOCEPTIVO DE FREEMAN

André Roberto Fernandes da Silva

Universidade de Mogi das Cruzes, Núcleo de
Pesquisa Tecnológica
Mogi das Cruzes – São Paulo

Antônio Vinicius de Moraes

Universidade de Mogi das Cruzes, Núcleo de
Pesquisa Tecnológica
Mogi das Cruzes – São Paulo

Leandro Lazzareschi

Universidade de Mogi das Cruzes, Núcleo de
Pesquisa Tecnológica
Mogi das Cruzes – São Paulo

Silvia Regina Matos da Silva Boschi

Universidade de Mogi das Cruzes, Núcleo de
Pesquisa Tecnológica
Mogi das Cruzes – São Paulo

Terigi Augusto Scardovelli

Universidade de Mogi das Cruzes, Núcleo de
Pesquisa Tecnológica
Mogi das Cruzes – São Paulo

Alessandro Pereira da Silva

Universidade de Mogi das Cruzes, Núcleo de
Pesquisa Tecnológica
Mogi das Cruzes – São Paulo

RESUMO: A postura, ou controle postural, pode ser percebido como a disposição relativa dos segmentos corporais, através da composição do conjunto angular do corpo humano, na postura ereta, e, ereta semi-estática. A análise da dinâmica postural é preditiva para a verificação

das desordens de equilíbrio, bem como na avaliação dos efeitos de intervenções clínicas e terapêuticas. O treinamento funcional utiliza-se de sistemas e componentes que utilizam o princípio da instabilidade para a aquisição da coordenação e equilíbrio. Dentre as estruturas utilizadas no treinamento funcional o disco de Freeman apresenta-se como um instrumento muito eficiente no auxílio da intervenção proprioceptiva. O objetivo deste trabalho foi desenvolver um sistema computadorizado para apresentar as variações da distribuição de massa no disco de Freeman através de um controle eletrônico e um sistema supervisor. Os diversos testes realizados em laboratório demonstram que o protótipo feito cumpre os objetivos da pesquisa, demonstrando de forma fiel à posição em que está a maior concentração de massa.

PALAVRAS-CHAVE: Propriocepção, Instrumentação, Centro de Massa.

ABSTRACT: The posture and postural control, can be perceived as the provision of body segments by composition of angular set of the human body in the upright position, and upright semi-static. The analysis of dynamic postural is predictive for the verification of balance disorders, as well as the assessment of the effects of clinical and therapeutic interventions. Functional training makes use of systems and

components that use the principle of instability for the acquisition of coordination and balance. Among the structures used in functional training Freeman disc presents itself as a very effective tool in helping proprioceptive intervention. The aim of this study was to develop a computer system to display the mass distribution of variations in Freeman disc via an electronic control and supervision system. The various tests in the laboratory show that the prototype made meets the objectives of the research, showing faithfully the position where it is the largest mass concentration.

KEYWORDS: Proprioception, Instrumentation, Mass Center.

1 | INTRODUÇÃO

A conservação do equilíbrio corporal durante a postura ereta é uma condição inevitável para o desenvolvimento das atividades de vida diária (ANDRADE *et al.*, 2011).

A estabilidade é gerada pelos momentos de força sobre as articulações corporais, que de uma forma geral neutralizam a força da gravidade. As variáveis essenciais relacionadas ao controle da postura ereta semi-estática determinam as possíveis alterações que diretamente estão relacionadas com a perda da estabilidade e da mobilidade. O estudo da dinâmica do controle postural é essencial para o diagnóstico das desordens do equilíbrio, e com isso, possibilitar a avaliação dos efeitos das intervenções terapêuticas (ALONSO, BRENCH e GREVE, 2010).

Para ter equilíbrio corporal são necessárias respostas neuromusculares. A capacidade de regulação dos mecanismos que levam à execução dos movimentos é chamada de controle motor. O controle motor estabelece direcionamentos corporais a partir das informações dos receptores proprioceptivos sobre a condição atual do corpo em relação ao ambiente. Este é responsável pela ativação do conjunto de músculos responsáveis pela realização dos movimentos (OLIVEIRA *et al.*, 2012).

As respostas neuromusculares necessárias para permitir o controle da postura estão relacionadas à projeção vertical do centro de gravidade (CG) corporal, que deve ser mantido dentro da base de suporte (polígono delimitado pelas bordas laterais dos pés).

A análise da dinâmica postural é preditiva para a verificação das desordens de equilíbrio, bem como na avaliação dos efeitos de intervenções clínicas e terapêuticas e de propostas de reabilitação.

A análise do controle postural se dá através da atitude corporal durante dois momentos específicos: a) durante a postura estática e b) durante a postura dinâmica, sendo a última uma resposta a superfícies instáveis.

Para manter o equilíbrio em superfícies instáveis o corpo altera a distribuição de massa, compensando a instabilidade e mantendo o equilíbrio, dessa forma a distribuição de massa demonstra a resposta corporal à superfície instáveis.

O treinamento funcional em plataformas instáveis é um importante parâmetro

para a reabilitação e condicionamento neuromuscular, proporcionando a melhora da coordenação e do padrão de recrutamento neuromuscular. Estudos recentes concluíram que o treinamento regular em plataformas instáveis previne possíveis danos articulares e são eficientes na melhora da força muscular, velocidade de reação e equilíbrio (MAIOR *et al.*, 2009).

Dentre as plataformas instáveis o disco Freeman é o mais utilizado proporcionando um grande treinamento proprioceptivo. Entretanto, a maioria das plataformas instáveis comerciais apenas gera instabilidade, não informando as oscilações da distribuição da massa corporal, enquanto que, as plataformas de força que demonstram são estáticas e apenas permitem a análise do controle postural durante a postura estática (FREEMAN, 1965).

Dessa forma, um sistema computadorizado que apresente a distribuição da massa em dois planos anatômicos ortogonais da articulação de tornozelo (flexão plantar e dorsiflexão – plano sagital; inversão e eversão – plano frontal) pode fornecer dados quantitativos e qualitativos para o profissional da saúde, gerando um melhor aproveitamento do disco de Freeman.

Portanto, o objetivo deste estudo é desenvolver um sistema computadorizado para apresentar as variações da distribuição de massa no disco de Freeman através de um controle eletrônico e um sistema supervisor.

2 | MATERIAIS E MÉTODOS

A montagem mecânica para instrumentação do disco de Freeman consiste basicamente em células de carga, que são montadas por bases acionadoras e por suportes soldados a um disco metálico de mesmo diâmetro do disco de Freeman no qual o indivíduo sobe para o ensaio. Esse disco é construído em Aço Carbono SAE 1020 com 2,5mm de espessura e diâmetro Ø395mm.

Os suportes foram concebidos no intuito de proporcionar fixação para os sensores e mantê-los distantes do disco de Freeman possibilitando o acionamento das células de carga. Os suportes foram desenvolvidos em formato "U". Esses suportes são construídos em chapa de Aço SAE 1020 com 4 mm de espessura para que o sensor tenha curso suficiente para que sua flexão não seja restringida.

Os suportes das células de carga são soldados no disco metálico que são distribuídos para obter 2 conjuntos de 4 sensores principais para cada pé (Fig. 1).

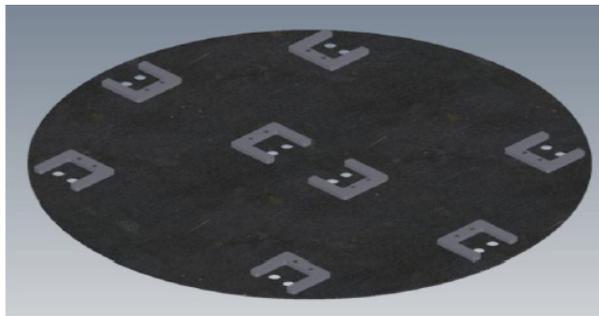


Figura 1 - Disposição das células de carga para soldagem.

Foi aplicada simulação de tensões no conjunto no intuito de validar as dimensões adotadas para as partes fixas e móveis. Para a quantificação das tensões resultantes no equipamento foi adotado o método de elementos finitos através do *software Autodesk® Inventor Professional 2015*. A força peso adotada para os ensaios foi de 1200N distribuídos por toda a superfície do disco, o que resultaria em uma pessoa de aproximadamente 120kgf sobre o equipamento.

Adotada a carga citada e considerando como apoios fixos as superfícies das bases acionadoras dos sensores, resultou-se em tensão atuante máxima de 247,5 MPa (Fig. 2) e fator de segurança 1,79 demonstrando que o projeto é robusto o suficiente para suportar os esforços. A concentração de tensão ocorre na região da célula de carga onde se encontra o *strain gauge* o que possibilita maiores deformações nessa área e conseqüentemente maiores variações de resistência elétrica.

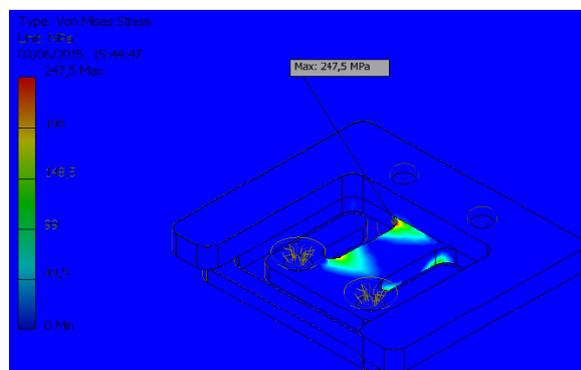


Figura 2 - Tensão máxima atuante no equipamento referente à carga de 1200N.

Para captar as variações de força, foram utilizados sensores *strain gages* distribuídos na base da plataforma. Foi definido que, no estado de repouso, o sensor possui 1k Ω e quando é aplicado força, o componente apresenta uma variação de até 5 Ω .

Para gerar o sinal foram utilizadas duas fontes de alimentação de 10 V, o positivo da fonte 2 foi ligado no negativo da fonte 1, assim é gerado um sinal de +10 V e um sinal de -10 V. Os dois sinais sofrem uma pequena variação que pode gerar uma imprecisão de leitura quando amplificado, logo o sinal deve ser mantido o mais constante possível, para eliminar essa variação foi utilizado reguladores de tensão que reduzem o sinal,

mas o mantém constante. Para reduzir o ruído no sinal foi disposto um capacitor de 47 μF em cada uma das saídas dos reguladores.

Para gerar uma variação de tensão que pode ser lida pelo controlador foi necessário montar um divisor de tensão com tensões positiva e negativa seguida por uma resistência variável e o sensor. A tensão negativa passa pelo sensor e varia de acordo com a variação da resistência, a tensão positiva por sua vez passa pela resistência variável que se altera de acordo com o valor da resistência. As duas tensões se somam e, se o divisor estiver balanceado, se anulam. Para balancear o divisor deve-se variar o valor da resistência variável com o sensor em repouso até que a tensão resultante seja o mais próximo possível de zero. A resistência variável de 470 Ω foi colocada em série com um resistor fixo de 680 Ω , dessa forma é possível obter uma boa precisão no balanceamento das cargas.

A tensão resultante é muito pequena, logo é necessário amplificá-la. Porém nesse sinal existe um ruído que, quando amplificado, gera uma grande imprecisão na leitura. Então é necessário implementar um filtro ativo passa-baixa de segunda ordem de 50 Hz para filtrar esse sinal. Para montar esse filtro foi escolhido o amplificador operacional LM741.

O sinal foi amplificado utilizando dois amplificadores inversores, um de ganho 10 e outro de ganho 4.7, logo a tensão resultante será amplificado 47 vezes, tornando assim as alterações no sensor mais aparentes e fáceis de serem lidas e trabalhadas.

Após a amplificação, a variação de tensão fica entre 0 V a + 1.5 V sendo necessário converter o sinal analógico em sinal digital e vincular com o LabView®. Essa função é cumprida pela placa de aquisição de dados (DAQ) NI USB-6212 conectado no computador por cabo USB.

O programa gerado no LabView® envolve a criação de uma área dividida em diversos setores (Fig. 3), cada setor possui um valor numérico determinado por uma matriz resultante da multiplicação de duas matrizes (Fig. 4), onde uma matriz determina o número de setores verticais e as influências dos sensores 1 e 3, enquanto que a outra matriz determina o número de setores horizontais e as influências dos sensores 2 e 4. As influências de cada sensor são determinadas pela distância entre o setor e os sensores, quanto mais distante for o sensor do setor, menor é a sua influência, e quanto mais perto, maior a sua influência.

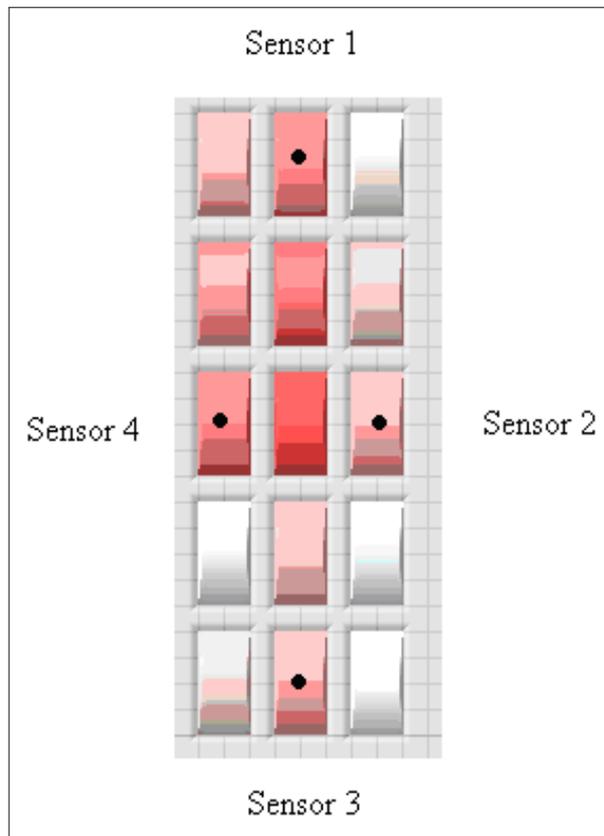


Figura 3 - Área de atuação dividida em 15 setores

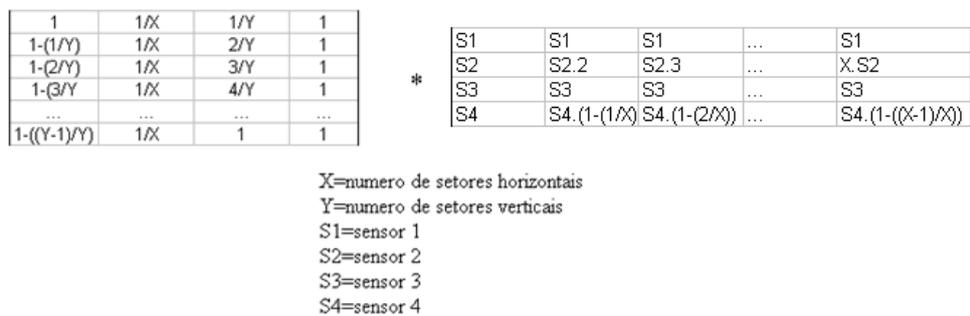


Figura 4 - Cálculo da influência de cada sensor.

Os valores calculados de cada setor passam por um processo que gera um número de 0 a 510 em que a cor vermelha é o ponto de maior força calculado através da soma dos quatro sensores ($ST=S1+S2+S3+S4$), valor este dado pelo centro de pressão deslocado, azul claro é o ponto de repouso dos sensores, ou seja, quando não existe força no sensor e branco representa metade da pressão total (Fig. 5).



Figura 5 - Representação de cores para o ponto de repouso (0) até o ponto máximo (ST).

A matriz de cores é calculada através de um diagrama de blocos montado para multiplicar os sensores com suas respectivas influencias e então somar os quatro valores obtidos para descobrir o valor de cada setor. Este diagrama deve ser repetido com os valores numéricos adequados para cada setor até houver até ter um diagrama com valores diferentes para cada setor.

Para calcular a massa em kg em cada sensor é necessário inserir a massa em quilogramas do objeto que será colocado no disco, sabendo a massa total que está sobre o disco e sabendo a diferença entre cada sensor, é possível calcular a massa em cada sensor, por exemplo, sabendo que sobre o disco tem uma massa de 100 kg e que em um sensor tem 20% do valor de tensão da soma de todos os sensores, utilizando essa proporção é possível calcular que neste sensor tem 20% da massa total, logo nesse sensor tem 20 kg. Para calcular essa proporção foi utilizada a equação 1.

$$P_s = \frac{M \times S_L \times V_s}{S_s \times S_L} \quad (1)$$

Onde:

PS = massa no sensor;

M = massa total no disco;

SL = soma do valor em volts dos quatro sensores do lado em que se deseja encontrar a massa;

VS = tensão no sensor em que se deseja encontrar a massa;

SS= soma do valor em volts de todos os oito sensores.

Para tornar o sistema mais preciso foi disposto um botão que quando pressionado vai subtrair os valores do sensor pelo valor do próprio sensor no momento em que o botão é pressionado, dessa forma qualquer valor lido será zero, isso elimina problemas como o peso do disco de aço sobre os sensores e diferenças de valores entre os circuitos.

3 | RESULTADOS

Após todo o processo de simulação e de construção do sistema supervisorio, foi montado o circuito de forma real em uma placa padronizada utilizando as mesmas condições da simulação. Após os primeiros testes, o dispositivo de sensoriamento permitiu registros idênticos aos realizados na simulação, para tal a comunicação do sistema supervisorio foi feita através de uma placa de aquisição de dados (DAQ).

Utilizando uma chapa de aço carbono foi produzido um disco com as mesmas medidas de um disco de Freeman, o disco de aço foi então cortado no meio para isolar as leituras de cada pé, dessa forma um pé não interfere no outro. As células de carga (*strain gauge*) removidas das balanças digitais foram então fixadas no disco

de Freeman e no disco de aço através de suportes dispostos de forma que, quando aplicar força na chapa de aço, os sensores serão acionados de acordo com a força aplicada.

A conexão do disco com as placas foi feita através de cabos rede devido a sua resistência e sua montagem (quatro pares de fio no seu interior), cada par é ligado em um sensor de um lado, e na placa do outro. A placa é então ligada em uma DAQ, que por sua vez é ligada em um computador executando o programa por meio de um cabo.

O sistema supervisor foi dividido em três abas. A primeira permite inserir alguns dados pessoais do voluntário, tais como: nome, idade, sexo e peso.

A segunda aba permite equalizar a distribuição de massa. Esta tela contém também o botão que zera e calibra a leitura dos sensores para cada voluntário.

A terceira aba apresenta os dados de tensão elétrica em cada sensor, na forma de valor numérico e de gráfico. Esses dados possibilitam a regulação dos potenciômetros sem a necessidade de remover os circuitos da caixa para realizar medições.

O primeiro teste foi verificar se a distribuição de massa está correta, para tanto foi colocado corpos de prova de massa conhecida (5 kg) em diversas posições no disco e verificar se o sistema supervisor responde adequadamente. Após, foi realizado um teste com o autor da pesquisa, visando constatar se o sistema apresentava o mesmo comportamento com valores de massa de uma pessoa (aproximadamente 70 kg).

A Figura 6a apresenta a utilização do disco na posição flexão plantar. A Figura 6b mostra a resposta do sistema supervisor oriunda da posição flexão plantar evidenciando que a área onde há maior concentração de carga está no quadrante superior. A Figura 6c apresenta a utilização do disco na posição dorsiflexão. A Figura 6d mostra a resposta do sistema supervisor oriunda da posição dorsiflexão evidenciando que a área onde há maior concentração de carga está no quadrante inferior.

Os testes com os corpos de prova de massa conhecida, bem como o teste utilizando a massa do autor demonstraram de maneira adequada o posicionamento em que a força é aplicada, independentemente de sua posição, forma e intensidade. Não houve alteração no formato do disco de Freeman com isso, não houve comprometimento em relação ao seu uso normal.

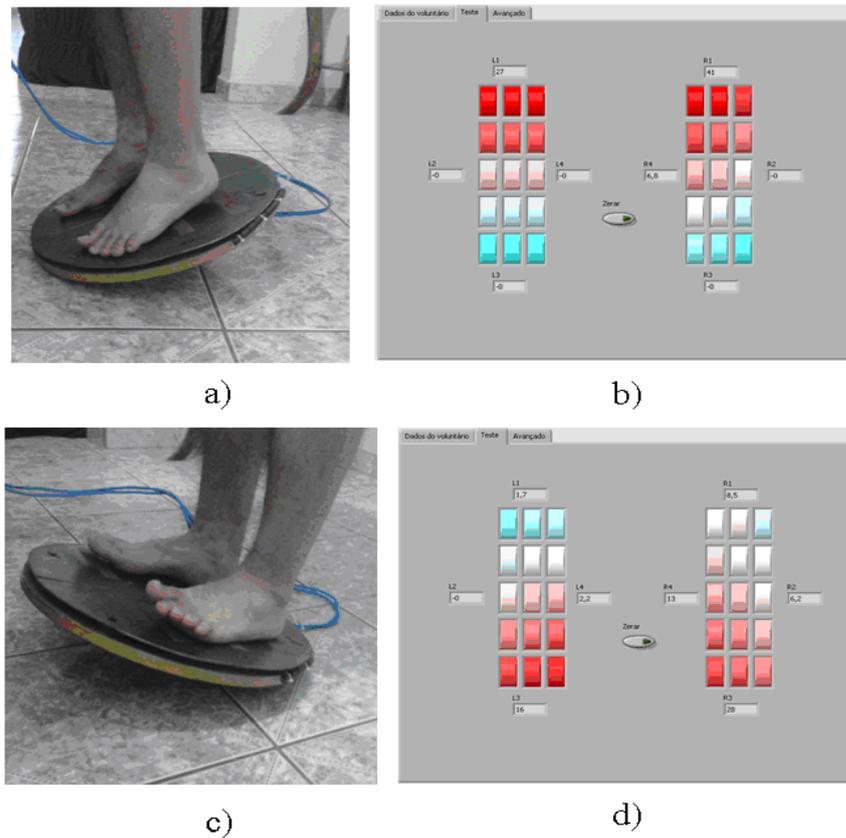


Figura 6 - Teste utilizando a massa do autor. a) Disco na posição flexão plantar; b) Resposta do supervisor à posição flexão plantar; c) Disco na posição dorsiflexão; d) Resposta do supervisor à posição dorsiflexão.

4 | CONCLUSÃO

O objetivo desta pesquisa era criar um sistema eletrônico, que agindo em conjunto com um supervisor produzido no Labview® pudesse demonstrar a distribuição de massa no disco proprioceptivo de Freeman. Os diversos testes realizados em laboratório demonstram que o protótipo feito cumpre os objetivos da pesquisa, demonstrando de forma fiel a posição em que está a maior concentração de massa. O aprendizado desenvolvido nesse projeto foi possível colocar em prática muitos conhecimentos teóricos da engenharia elétrica, tais como: desenvolvimento e simulação do sensoriamento eletrônico, desenvolvimento do sistema supervisor. E com isso poder contribuir com o aprimoramento de um dispositivo que será utilizado no processo de treinamento e reabilitação. Uma próxima etapa do estudo poderia ser o aperfeiçoamento do protótipo de forma que o examinador tenha controle sobre a plataforma, visando obter diversas inclinações controladas e analisar a reação do paciente a essas variações por meio do sistema supervisor.

5 | AGRADECIMENTOS

A Universidade de Mogi das Cruzes e a FAPESP (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – Processo nº 2013/22947-0) pelo apoio e incentivo.

REFERÊNCIAS

ALONSO, A.C.; BRENCH, G.C.; GREVE, J.M.D.A. **Técnicas de avaliação proprioceptiva do ligamento cruzado anterior do joelho.** Acta Fisiátrica, São Paulo, v.17, n. 3, p. 134-140, 2010.

ANDRADE, L. P.; STELLA, F.; BARBIERI, F. A.; RINALDI, N. M.; HAMANAKA, A. Y. Y.; GOBBI, L. T. B. **Efeitos de tarefas cognitivas no controle postural de idosos: Uma revisão sistemática.** Motricidade. Portugal, v.7, n.3, p. 19-28, 2011.

FREEMAN, M.A. **Instability of the foot after injuries to the lateral ligaments of the ankle.** *The Journal of Bone & Joint Surgery*, Londres, v.47B, n.4, p.669-677, 1965.

MAIOR, A.S.; SIMÃO, R.; SALLES, B.F.; MIRANDA, H.; COSTA, P.B. **Neuromuscular activity during the squat exercise on an unstable platform.** *Brazilian Journal of Biomotricity*. Rio de Janeiro, v.3, n.2, p. 121-129, 2009.

OLIVEIRA, D.C.S.; REZENDE, P.A.M.S.L.; SILVA, M.R.; LIZARDO, F.B.; SOUSA, G.C.; SANTOS, L.A.; GUIMARÃES, E.A.; CHACUR, E.P. **Análise eletromiográfica de músculos do membro inferior em exercícios proprioceptivos realizados com olhos abertos e fechados.** *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, São Paulo, v. 4, n. 18, p.261-266, 2012.

ESPECTROSCOPIA RAMAN APLICADA NA OBSERVAÇÃO DE PRINCÍPIO ATIVO DE REPELENTE DE INSETOS NA PELE

Michele Marin da Costa

Centro de Inovação, Tecnologia e Educação – CITE, Universidade Anhembi Morumbi – UAM, São José dos Campos, SP

Landulfo Silveira Jr.

Centro de Inovação, Tecnologia e Educação – CITE, Universidade Anhembi Morumbi – UAM, São José dos Campos, SP

Renato Amaro Zângaro

Centro de Inovação, Tecnologia e Educação – CITE, Universidade Anhembi Morumbi – UAM, São José dos Campos, SP

Marcos Tadeu Tavares Pacheco

Centro de Inovação, Tecnologia e Educação – CITE, Universidade Anhembi Morumbi – UAM, São José dos Campos, SP

João Dias da Costa

Agência Nacional de Aviação Civil – ANAC, São José dos Campos, SP

RESUMO: A avaliação de repelentes de insetos é criticada por empregar pessoas nos protocolos de testes (*in vivo*). Técnicas que evidenciem a presença do princípio ativo na pele podem ser usadas para reduzir esse uso de voluntários. A espectroscopia Raman é uma opção para a identificação *in vivo* e quantificação dos princípios ativos na pele. Neste estudo foram obtidos espectros de apresentações (spray e loção) de repelentes de inseto de marca líder de mercado. Outros espectros foram obtidos de sítios do

antebraço de 15 voluntários, considerando um sítio controle (sem aplicação) e dois com aplicação de spray e loção, respectivamente. Nos espectros de spray e loção identificou-se picos Raman correspondentes ao princípio ativo (diethyl toluamide – DEET), conforme identificados na literatura especializada (picos em 524, 690, 1003, 1297, 1460 e 1606 cm^{-1}) com pouca sugestão de picos referentes aos excipientes. Nos espectros dos sítios onde houve aplicação, foram observados, além dos picos da pele (proteínas e lipídios), picos do DEET, comparando-se aos espectros do controle. A análise ANOVA com pós-teste de Tukey pareado ($p < 0,05$) indicou que os picos 526 e 1003 cm^{-1} , referentes ao DEET, apresentaram intensidade significativamente maior nos grupos pele com produto versus controle, evidenciando a presença do repelente na pele. Concluiu-se ser viável a utilização da espectroscopia Raman para identificação do princípio ativo de repelentes de insetos aplicados na pele e, que a metodologia, pode ser utilizada para a identificação de outros produtos tópicos com características similares e mesma avaliação quantitativa do princípio ativo na pele.

PALAVRAS-CHAVE: espectroscopia Raman; protetor solar; repelente de insetos; detecção *in vivo*.

ABSTRACT: Testing for insect repellents is criticized for employing people in test protocols (in vivo). Techniques that evidence presence of active ingredients in the skin can be used to reduce the use of volunteers. Raman spectroscopy is an option for in vivo identification and quantification of active ingredients in skin. In this study, Raman spectra of insect repellent (spray and lotion) were obtained from the market leader brand. Spectra were also obtained from sites located on forearm of 15 volunteers, including one control site (no product application) and two sites with spray and lotion application, respectively. In spray and lotion spectra, Raman peaks corresponding to active ingredient DEET (diethyl toluamide) were identified, corresponding to peaks found in literature (peaks at 524, 690, 1003, 1297, 1460 and 1606 cm^{-1}) with little suggestion of peaks from excipients. In spectra of sites where products were applied, intensities of DEET peaks were compared to those of control spectra. ANOVA with paired Tukey post-test ($p < 0.05$) indicated that the peaks at 526 and 1003 cm^{-1} , related to DEET, showed significantly higher intensity in the groups with product (spray and lotion) versus control, evidencing presence of repellent in skin, besides skin peaks (proteins and lipids features) occurs at the same positions. The use of Raman spectroscopy for identification of insect repellent active ingredient applied topically on the skin was conclusive and showed that the methodology can be used to identify topical products with similar characteristics and even evaluate quantitatively active ingredient in the skin.

KEYWORDS: Raman spectroscopy; insect repellent; diethyl toluamide (DEET); in vivo detection.

1 | INTRODUÇÃO

Repelentes de insetos são produtos cosméticos que se apresentam como produtos que combatem os riscos trazidos pela ação de artrópodes, reduzindo o risco de transmissão de doenças infecciosas e reações imunoalérgicas decorrentes das picadas destes insetos. Para tanto, os repelentes comercialmente disponíveis possuem formulações capazes de produzir nos insetos uma reação de desencorajamento à aproximação de áreas tratadas como a pele do usuário, suas roupas ou superfícies quaisquer. O diethyl toluamide (DEET) é o princípio ativo de repelentes de insetos mais usado ao redor do mundo (RIBAS; CARREÑO, 2010).

A Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), classifica os repelentes de insetos como cosméticos de nível 2 (ANVISA, 2015) que requerem a aprovação da agência segundo um protocolo definido pela agência. De acordo com a Resolução RDC no. 19/2013 da ANVISA (ANVISA, 2012), os protocolos indicados pela *United States Environmental Protection Agency* (US EPA) (US EPA, 2010) e pela Organização Mundial de Saúde (OMS) (OMS, 2009) constituem-se como protocolos capazes de fornecer aos fabricantes os meios necessários para conduzir investigações que comprovem a capacidade protetiva dos repelentes de insetos. Em linhas gerais, ambos

os padrões indicados pela ANVISA se constituem como metodologias que envolvem a exposição de indivíduos à ação de insetos de modo a comparar o efeito do produto aplicado a áreas específicas da pele do indivíduo com áreas sem aplicação (controle).

Tais abordagens experimentais levantam questões éticas em virtude do uso de seres humanos como sujeitos de pesquisa (SARDENBERG, 1999). Observa-se como agravante a necessidade a realização de novos ensaios a cada nova formulação proposta pelos fabricantes, o que exige uma nova rotina de exposição de diversos indivíduos aos insetos. Soma-se a isto as críticas apontadas por vários estudos (BARNARD, 2005; CARROLL et al., 2010; LUPI; HATZ; SCHLAGENHAUF, 2013; RODRIGUEZ et al., 2015) com respeito aos protocolos estabelecidos para avaliação da capacidade protetiva dos repelentes de insetos. Barnard (BARNARD, 2005) faz uma discussão sobre os diferentes protocolos de avaliação de repelentes, incluindo os indicados pela US EPA e pela OMS, e destaca que essas metodologias trazem incertezas que afetam a precisão dos resultados devido a características como por exemplo o aparato de testes utilizado e o apetite dos mosquitos utilizados nos testes. Outras pesquisas, que baseiam seus protocolos de avaliação no comportamento dos insetos, também tratam das dificuldades relatadas por Barnard (2005), sem, no entanto, propor soluções para diminuir estas incertezas (RODRIGUEZ et al., 2015; CARROLL et al., 2010; LUPI; HATZ; SCHLAGENHAUF, 2013).

É a partir deste contexto que surge a demanda por um meio que minimize o uso dos testes que exponham indivíduos às picadas de insetos. A espectroscopia Raman no infravermelho próximo é uma técnica que seria capaz de indicar a presença na pele de um determinado princípio ativo e isso pode servir de evidência da capacidade protetiva do produto.

A espectroscopia Raman é uma técnica de análise óptica capaz de identificar compostos químicos presentes tanto em formulações quanto em aplicações tópicas na pele. Tem como vantagens o fato de ser um método não invasivo, que permite rápida aplicação, não implica em destruição da amostra e é capaz de trazer resultados com especificidade molecular *in vivo* (HANLON et al., 2000). Esses aspectos propiciam o desenvolvimento de protocolos de pesquisa simples, confiáveis e precisos para a determinação da presença de princípios ativos de repelentes aplicados topicamente à pele, bem como sua quantificação.

A espectroscopia Raman baseia-se no efeito Raman, que é o espalhamento inelástico da luz por uma molécula polarizável (HANLON et al., 2000). Simplificadamente, nas moléculas polarizáveis (em geral apolares, como a maioria das moléculas orgânicas), a incidência de um fóton promove a polarização da nuvem eletrônica, criando um dipolo induzido pelo campo elétrico da radiação incidente, e que vibra na mesma frequência desta radiação (Figura 1). Este dipolo induzido emite, então, radiação no mesmo comprimento de onda da radiação incidente (espalhamento Rayleigh). Porém, as vibrações moleculares podem alterar a polarizabilidade da nuvem eletrônica deste dipolo induzido durante a vibração, refletindo-se em mudanças discretas na energia

dos fótons espalhados (decorrentes da polarização induzida) e que tem relação direta com a energia das vibrações moleculares, caracterizando o espalhamento Raman. Isso é expresso na forma de um espectro de luz espalhada com picos característicos, que possuem posições dependentes das vibrações moleculares e intensidades dependentes da polarizabilidade, e que coletado através de um espectrômetro, se apresenta como uma assinatura espectral ou “impressão digital” do composto químico em análise (HANLON et al., 2000).

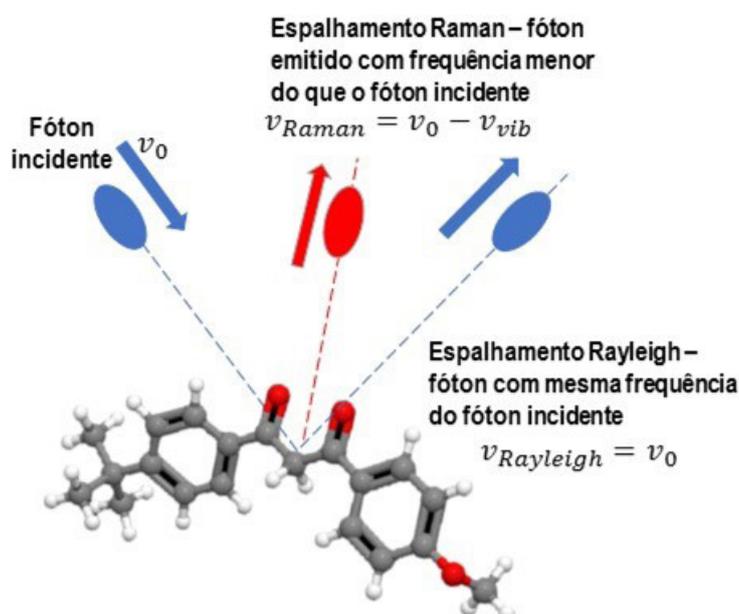


Figura 1: Diagrama esquemático da irradiação de uma molécula orgânica por uma luz monocromática (ν_0) e dos fótons espalhados elasticamente ($\nu_{Rayleigh} = \nu_0$ - espalhamento Rayleigh) e inelasticamente ($\nu_{Raman} = \nu_0 - \nu_{vibr}$ - espalhamento Raman).

Diversos autores exploraram a aplicação da espectroscopia Raman como meio de verificar a ação de um princípio ativo sobre a pele. Chrit et al. (CHRIT et al., 2007) fez uma investigação sobre o efeito de princípio ativo de hidratação; Mélot et al. (MÉLOT et al., 2009) investigou a ação de melhoradores de penetração na pele, como o propilenoglicol; Jentzsch et al. (JENTZSCH; RAMOS; CIOBOTĂ, 2015) fez uma avaliação do uso da espectroscopia Raman na identificação de óleos essenciais na formulação de produtos tópicos em uma aplicação para a indústria de cosméticos. Portanto, a espectroscopia Raman tem um histórico de aplicações na identificação de compostos tópicos na pele e tem potencial para atendimento dos requisitos para identificação e quantificação de princípios ativos de repelentes *in vivo*.

Este trabalho tem como o objetivo a análise, através da espectroscopia Raman, de repelentes de insetos disponíveis comercialmente em apresentações spray e loção, para a identificação dos picos principais do princípio ativo presente nas formulações destes produtos. O trabalho também objetiva a determinação da presença, *in vivo*, destes produtos aplicados topicamente em regiões da pele de voluntários comparativamente às regiões de controle, visando obter uma metodologia óptica para avaliação da presença do princípio ativo destes produtos na pele.

2 | MATERIAIS E MÉTODOS

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Anhembi Morumbi (Processo no. CAEE 69573917.9.0000.5492). Os voluntários que concordaram em participar assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – TCLE.

Participaram da pesquisa 15 voluntários (6 homens e 9 mulheres) para aplicação das formulações comerciais de repelentes de insetos. Os critérios de inclusão foram: voluntários sadios, com idade entre 18 e 60 anos, sem lesões benignas ou malignas de pele, e a ausência de reações alérgicas conhecidas a componentes dos produtos após anamnese. Os critérios de exclusão foram reações alérgicas aos produtos durante a realização do experimento e sensibilidade dolorosa à potência do laser usado para coletar os espectros Raman.

Foram utilizados no estudo repelentes de insetos comercialmente disponíveis, nas apresentações spray e loção (identificado como SPR e LOC), de uma marca líder de mercado. Os repelentes de insetos possuíam composição química (formulação) conforme Tabela 1.

Repelente – componentes**	Presença na fórmula	
	SPR	LOC
DEET*	X (6,65%)	X (7,125%)
Aqua		X
Polyacrylic acid		X
Stearate-2		X
Stearyl alcohol glyceryl stearate		X
PEG-100 stearate		X
Methylparaben		X
Triethanolamine		X
Parfum	X	X
<i>Aloe barbadensis</i> flower extract	X	X
Benzyl salicylate	X	X
Coumarin	X	X
Hydroxycitronellal	X	X
Limonene	X	X
Linalool	X	X
Butylphenyl methylpropional	X	X
Alcohol benzyl methylpropional		X

Tabela 1: Componentes dos repelentes de insetos considerados no estudo conforme informações do rótulo.

(*) princípio ativo do produto – Os valores indicados na tabela correspondem a proporção em volume.

(**) os componentes indicados têm nomenclatura conforme a INCI

Aplicação dos produtos na pele dos voluntários

Inicialmente, nos locais em que ocorreu a aplicação, houve a higienização com o auxílio de um tecido embebido em álcool 96°GL para a remoção de gordura, sujeira, contaminantes químicos e microbiológicos.

A aplicação dos repelentes de insetos foi realizada na região ântero-medial dos antebraços de cada indivíduo, considerando-se este em posição anatômica (BETTS et al., 2013). A aplicação ocorreu em 2 marcações circulares com 25 mm de diâmetro, identificados por sítio spray - SPR e loção - LOC, conforme mostra a Figura 2 (uma em cada antebraço), e uma terceira marcação não recebeu produto (sítio de controle, identificado como CTR em um dos antebraços). O repelente de insetos em spray foi aplicado na região do antebraço direito, de modo a evitar contaminação com as outras regiões do antebraço esquerdo (CTR e repelente LOC). A aplicação do repelente de insetos em spray foi feita diretamente na pele do indivíduo, através de uma única borrifada a uma distância de 15 cm da superfície da pele, e a aplicação do repelente de insetos em loção foi feita inicialmente medindo-se uma quantidade padronizada (10 mg) com auxílio de uma microespátula, e espalhando-se o produto pela área demarcada com esta mesma microespátula. No estudo foram usadas quantidades compatíveis com as instruções contidas nos rótulos dos produtos utilizados, uma vez que as metodologias de teste recomendadas pela ANVISA não são baseadas na avaliação dos produtos finais, mas na avaliação do princípio ativo diluído em etanol (OMS, 2009).

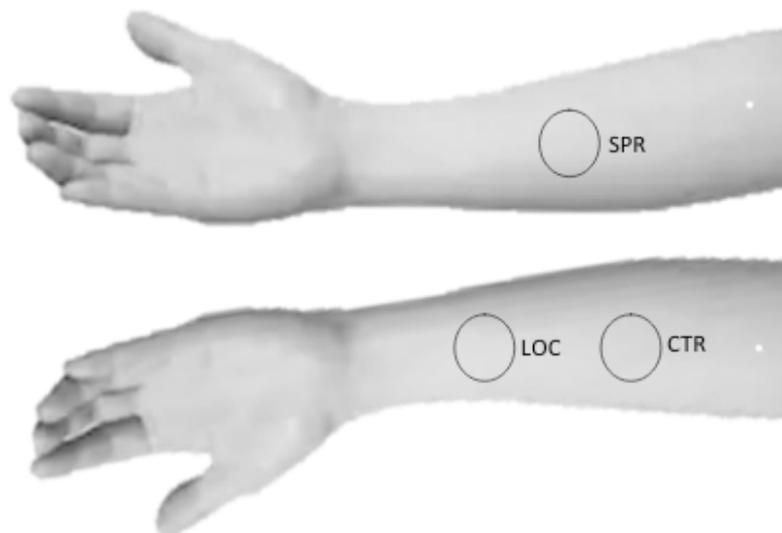


Figura 2: Marcações no antebraço dos voluntários para a aplicação dos repelentes. CTR – controle; LOC – loção; SPR – spray.

A aplicação no antebraço procurou facilitar a descontaminação do local e evitar a presença de pelos que pudessem dificultar as leituras Raman. Considerando que os produtos agem preferencialmente sobre o estrato córneo da pele, não é esperada diferença significativa em resultados tomados em outras porções do braço.

Ambos os produtos foram aplicados na pele dos voluntários e aguardou-se pelo menos 30 minutos antes da realização da coleta dos espectros Raman.

Obtenção dos espectros Raman

Inicialmente os espectros foram obtidos dos produtos sem preparação ou diluição acondicionados em um porta-amostra em alumínio. Estes espectros foram identificados como: grupos REF_SPR e REF_LOC correspondentes aos repelentes spray e loção. A seguir, os espectros foram obtidos da pele dos voluntários, de cada uma das regiões com os repelentes aplicados (sítios repelentes em spray e em creme) e também da região sem tratamento (controle). A Tabela 2 mostra a quantidade de coletas por sítio.

Os espectros Raman foram coletados com um espectrômetro Raman dispersivo (modelo Dimension P-1, Lambda Solutions Inc., MA, EUA), com cabo de fibras ópticas “Raman probe” (modelo Vector Probe, Lambda Solutions Inc., MA, EUA) conforme esquematizado na Figura 3. O espectrômetro utilizado é equipado com laser de diodo multimodo estabilizado, sintonizado em 830 nm, com potência máxima de 450 mW. A extremidade distal do “Raman probe” foi colocada em contato com a pele, no momento da coleta dos dados, sendo utilizada uma ponteira cônica de alumínio a fim de padronizar a distância focal entre o “Raman probe” e a pele. O uso do “Raman probe” permite repetibilidade da geometria de excitação e coleta do espectro e garantia da distância focal de excitação e coleta. O ajuste do equipamento e metodologia para coleta seguiram detalhes adotados por Silveira et al. (2015). Em cada sítio foram obtidos 3 espectros, sendo utilizado o tempo de leitura de 20 s (2 s, 10 acumulações) e potência do laser de 250 mW na extremidade do “probe”.

Região de Aplicação	Número de coletas	Grupo
Spray	42	SPR
Loção	39	LOC
CTR	43	CTR

Tabela 2: Sítios de aplicação dos produtos, número de coletas espectrais e nomenclatura dos agrupamentos na pele dos voluntários.

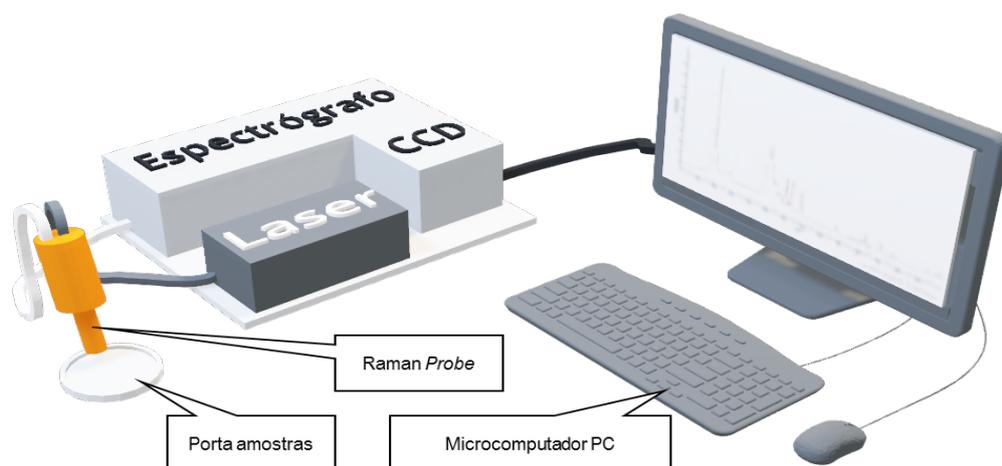


Figura 3: Diagrama esquemático do sistema Raman dispersivo que foi utilizado na coleta dos dados espectrais, similar ao apresentado por Costa et al. (2018).

No espectrômetro, a luz espalhada pela amostra é coletada pelo “probe”, dispersada pelo espectrógrafo e direcionada ao detector tipo câmera CCD (“charge-coupled device”) (câmera CCD “back thinned, deep-depletion”, 1340×100 pixels, refrigerada por elemento Peltier) com temperatura de trabalho de -75 °C. O elemento dispersor de luz, integrado ao espectrômetro, possui resolução de 6 cm^{-1} na faixa espectral útil compreendida entre 400 e 1800 cm^{-1} .

A aquisição e o armazenamento dos espectros são realizados por um microcomputador PC utilizando o software RamanSoft (Lambda Solutions, Inc., MA, EUA), que controla a potência do laser, o tempo de exposição do detector e o número de aquisições por amostra, armazenando os espectros para posterior análise e interpretação.

A calibração do espectrômetro foi verificada por comparação das bandas Raman principais do naftaleno, que possui picos na região espectral de 500 a 1700 cm^{-1} . A calibração da resposta espectral (calibração em intensidade) foi realizada pelo fornecedor do equipamento e consiste na coleta do espectro de uma lâmpada de filamento de tungstênio com espectro rastreado pelo “National Institute of Standards and Technology” (NIST).

Pré-processamento dos espectros e análise estatística

Os espectros Raman provenientes dos produtos acondicionados sobre o porta-amostra e sobre a pele foram pré-processados em conjunto e da mesma maneira conforme detalhado por Silveira et al. (2015). Primeiramente foram retirados os raios cósmicos a partir da identificação de pontos com alta intensidade e que não são característicos de picos, foi feita a retirada da fluorescência de fundo (“background”) a partir do ajuste e subtração de um polinômio de ordem 7 à linha de base de cada espectro, e foi feita a normalização de cada espectro pela área sob a curva [“1-norm”

ou “taxicab norm” (BOCKLITZ et al., 2011)]. Após o pré-processamento, foi calculado o espectro médio de cada um dos grupos considerados visando comparação estatística das intensidades dos picos.

Com o auxílio da literatura Raman de compostos químicos, foram identificados picos mais significativos (mais intensos) correspondentes aos componentes: princípio ativo e excipientes, nos espectros dos produtos sem diluição conforme discriminados nos rótulos dos repelentes (Tabela 1). Foi então realizada a identificação dos picos mais intensos do princípio ativo nos espectros Raman dos sítios da pele, nos respectivos grupos de repelentes spray e loção. Estes picos foram submetidos à análise estatística a fim de verificar se existe diferença estatisticamente significativa na intensidade destes picos nos sítios da pele onde os produtos foram aplicados comparativamente às regiões de controle. A análise estatística considerada foi a análise de variância (ANOVA) pareada.

Primeiramente, realizou-se o teste Kolmogorov-Smirnov para verificar se as intensidades dos picos nas posições do princípio ativo nos espectros da pele com os produtos eram compatíveis com uma distribuição normal. Verificada esta condição, foi aplicado o teste ANOVA pareado com pós-teste de Tukey-Kramer para obtenção da significância estatística, considerando nível de significância de 5% (valor $p < 0,05$) como valor limite para a rejeição da hipótese nula (WEAVER et al., 2017). A hipótese considerada é de que a aplicação do produto sobre a pele resulta em um espectro com picos que apresentam diferença nas intensidades em comparação a um espectro obtido na pele sem o produto.

3 | RESULTADOS E DISCUSSÃO

Espectros Raman dos produtos não aplicados à pele e picos mais significativos

A Figura 4 apresenta os espectros Raman dos repelentes em formulações spray e loção sobre o porta-amostra (grupos de espectros SPR e LOC), onde destacam-se os picos em 526, 690, 1003, 1295, 1458 e 1608 cm^{-1} nas duas formulações. A Tabela 3 relaciona o princípio ativo indicado no rótulo do produto, os picos Raman identificados na literatura, e a indicação se estes picos estão presentes nos espectros das formulações. Pode ser observado que estes picos correspondem ao princípio ativo DEET presente na formulação dos repelentes. Não são observados picos intensos dos excipientes das formulações.

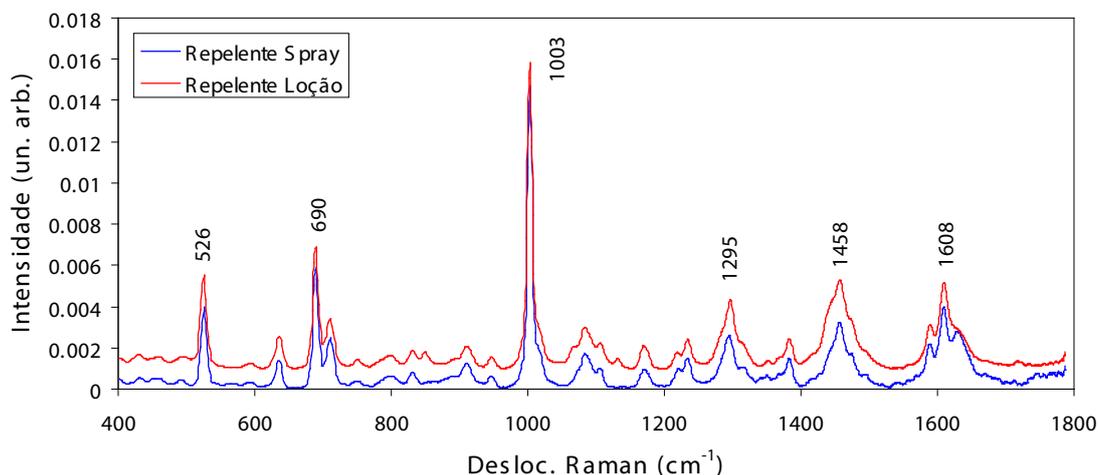


Figura 4: Espectros Raman dos repelentes nas formulações spray (REF_SPR) e loção (REF_LOC). Os picos indicados representam o princípio ativo DEET.

Presença no rótulo		Picos Raman característicos (cm ¹)	
SPR	LOC	Da literatura	Da Figura 4
Sim	Sim	524, 690, 1003, 1297, 1460 e 1606 (BÓRIO; FERNANDES; SILVEIRA, 2016)	526, 690, 1003, 1295, 1458 e 1608

Tabela 3: Picos Raman característicos do princípio ativo DEET nas amostras dos repelentes spray e loção conforme identificados em literatura.

Na Figura 5 são apresentados os espectros Raman médios *in vivo* de pele com repelente nas apresentações spray (SPR) e loção (LOC) e de pele sem aplicação de repelente (CTR). Os picos Raman indicados na Figura 5A são os principais do princípio ativo DEET. Nas Figuras 5B, 5C e 5D estão destacados os picos em 527, 690 e 1003 cm⁻¹, que indicam sobreposição entre os picos Raman da pele e do DEET. Em 527 cm⁻¹ há a sobreposição do pico do DEET com o pico em torno de 540 cm⁻¹ da pele normal, atribuído à vibração de estiramento da ponte disulfeto (S-S) em proteínas da pele (actina, colágeno e elastina) (SILVEIRA et al., 2012); em 690 cm⁻¹, o pico do DEET está em um “vale” entre picos da pele em 640 e 720 cm⁻¹, também atribuídos a proteínas (C-C *twisting* da fenilalanina e tirosina e estiramento C-S das proteínas, respectivamente, com contribuição da vibração C-N da colina dos fosfolipídios para o pico em 720 cm⁻¹) (SILVEIRA et al., 2012); e em 1003 cm⁻¹ há sobreposição do DEET com o pico atribuído a proteínas em 1004 cm⁻¹ (vibração do anel aromático da fenilalanina e tirosina).

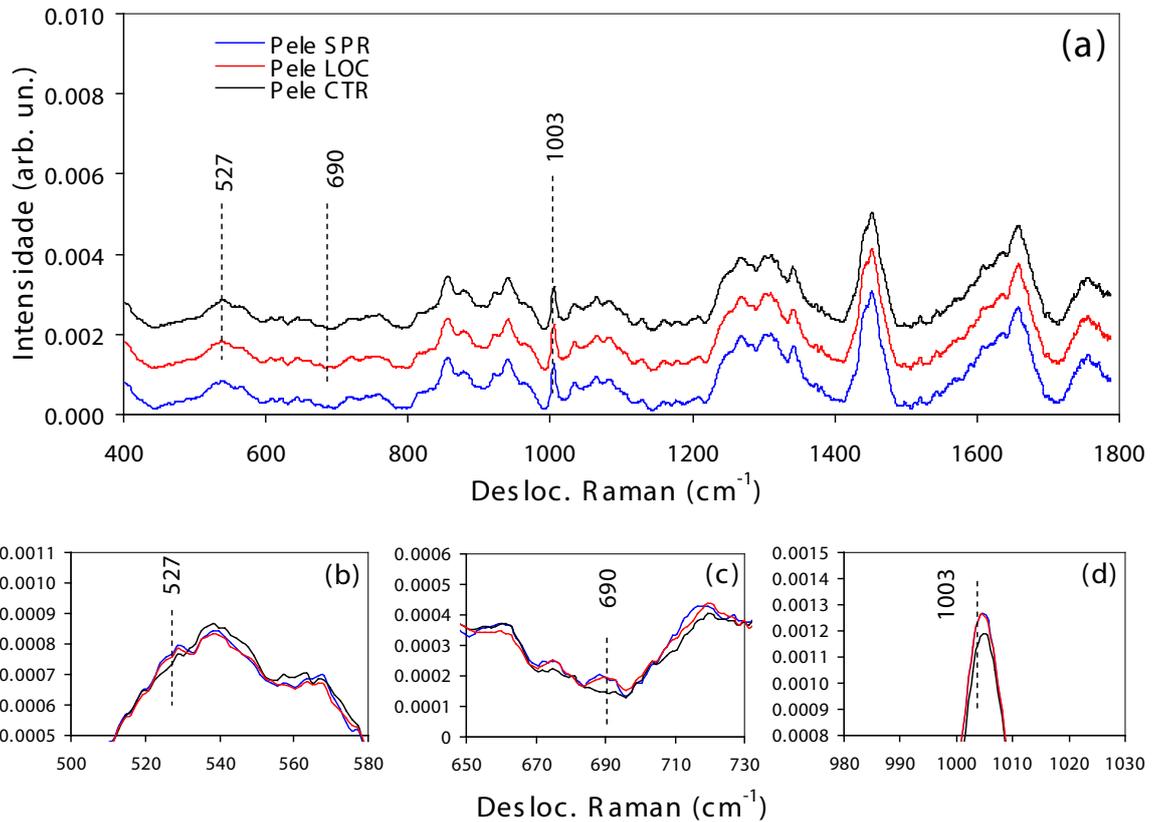


Figura 5: A) Espectros Raman médios de pele com repelente nas apresentações spray (SPR) e loção (LOC) e de pele sem aplicação de repelente (controle, CTR); B), C) e D) apresentam plotagem dos picos em 527, 690 e 1003 cm^{-1} , respectivamente, com ampliação que permite observar a sobreposição dos picos referentes ao DEET com os picos comuns à pele referentes aos sítios SPR, LOC e CTR

Análise estatística dos picos dos repelentes identificados na pele

A Figura 6 apresenta o valor médio e o desvio padrão das intensidades dos picos Raman do DEET encontrados nos espectros da pele nos três grupos da Figura 5. O teste ANOVA pareado com pós-teste de Tukey-Kramer identificou significância estatística nestas intensidades nos sítios com aplicação dos repelentes relativa ao grupo controle. Em função da significante maior intensidade, principalmente dos picos em 527 e 1003 cm^{-1} , é possível afirmar que estes picos indicaram a presença do DEET na pele dos voluntários.

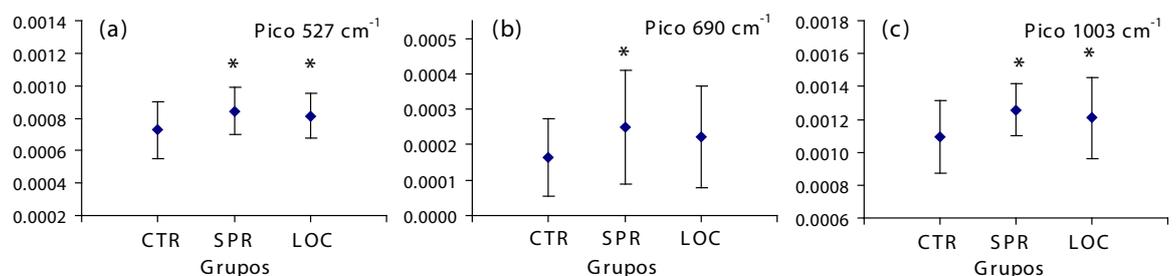


Figura 6: Plotagem das intensidades médias e desvios padrão dos picos Raman do princípio ativo DEET encontrados nos espectros da pele. As letras (a) e (b) indicam significância estatística dos grupos SPR vs CTR (a) e LOC vs CTR (b) pelo teste ANOVA/Tukey-Kramer (valor $p < 0,05$)

Na região dos picos em 527 e 1003 cm^{-1} (Figuras 5B e 5D, respectivamente), onde há a sobreposição dos picos da pele [540 e 1004 cm^{-1} – proteínas (ponte dissulfeto e fenilalanina/tirosina)] com o do DEET, a aplicação do teste estatístico pareado é importante devido a existência da sobreposição, haja vista que a região de controle é no mesmo indivíduo e que testes pareados são capazes de identificar diferenças estatísticas entre os valores das intensidades dos picos quando os indivíduos são os mesmos antes e depois da aplicação dos produtos, o que torna possível a associação destes picos ao princípio ativo dos produtos.

Os resultados apresentados mostraram picos que podem ser utilizados como indicadores da presença dos produtos estudados na pele. A espectroscopia Raman, como técnica não invasiva e que pode ser aplicada *in situ* e *in vivo*, não provoca alteração no material em estudo, mostra-se como meio versátil e rápido para a identificação destes produtos na pele.

Com estas características é possível vislumbrar a aplicação da espectroscopia Raman como um coadjuvante no processo de avaliação da capacidade protetiva de repelentes de insetos. É possível elaborar um contexto em que, como parte do protocolo de testes de repelentes, verifique-se que os princípios ativos presentes na pele, com o tempo, mantêm-se presentes. Outra possibilidade seria a verificação e eficácia de um produto a partir da confirmação da sua presença na pele a partir de uma leitura com o espectrômetro Raman da leitura da pele tratada.

A partir dos resultados foi possível concluir que os procedimentos adotados durante o trabalho para a aquisição, coleta e análise dos espectros, constituem-se em metodologia que pode ser adotada para a avaliação de produtos que sejam de uso tópico e cuja eficácia dependa da presença dos princípios ativos na pele.

4 | CONCLUSÃO

Este trabalho apresentou uma metodologia baseada na espectroscopia Raman para a determinação da presença de repelentes de insetos aplicados na pele de voluntários, o que possibilitou a observação dos picos relacionados ao princípio ativo presente nos produtos em teste (spray e loção), utilizando-se as intensidades dos picos do princípio ativo de cada produto (DEET), e a identificação dos picos referentes a este princípio ativo pela pesquisa dos espectros dos compostos químicos na literatura especializada. Através de análise estatística (ANOVA com pós-teste de Tukey-Kramer, valor $p < 0,05$), foi possível estabelecer a existência de uma diferença estatisticamente significativa dos picos em 527 e 1003 cm^{-1} (relacionados ao DEET), quando comparada a pele com os produtos aplicados topicamente comparativamente com a pele sem os produtos (controle), o que é indicativo da presença destes produtos na pele dos voluntários. Os picos dos princípios ativos em 1003 cm^{-1} estão na mesma posição dos picos da pele em 1004 cm^{-1} (atribuído à fenilalanina), e mesmo assim foi

possível a diferenciação estatística da pele tratada em relação à não tratada.

5 | AGRADECIMENTOS

M. M. da Costa agradece à Universidade Anhembi Morumbi (UAM) pela concessão da bolsa de mestrado e L. Silveira Jr. agradece à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pelo apoio na aquisição do espectrômetro Raman (Processo nº 2009/1788-5).

REFERÊNCIAS

ANVISA. **Resolução da Diretoria Colegiada - RDC nº 30 de 01/06/2012**. Disponível em: <http://portal.anvisa.gov.br/documents/10181/3134554/%281%29RDC_30_2012_.pdf>. Acesso em: 29 nov. 2017.

ANVISA. **Resolução da Diretoria Colegiada - RDC nº 07 de 10/02/2015**. Disponível em: <http://portal.anvisa.gov.br/documents/10181/2867685/RDC_07_2015_.pdf>. Acesso em: 20 dez. 2017.

BARNARD, D. R. Biological assay methods for mosquito repellents. **Journal of the American Mosquito Control Association**, v. 21, n. sp1, p. 12–16, 2005.

BETTS, J. G. et al. **Anatomy & Physiology**. Houston, TX: OpenStax College, Rice University, 2013.

BÓRIO, V. G.; FERNANDES, A. U.; SILVEIRA JR., L. **UV photostability of insect repellents evaluated through Raman spectroscopy**. Proc. of SPIE Vol I. **Anais...**2016

CARROLL, J. et al. Formulations of deet, picaridin, and IR3535 applied to skin repel nymphs of the lone star tick (Acari: Ixodidae) for 12 hours. **Journal of medical entomology**, v. 47, n. 4, p. 699–704, 2010.

COSTA, M.M.; ALVES, L.P.; OSÓRIO, R.A.L.; PACHECO, M.T.T.; SILVEIRA, L.; Detecting active ingredients of insect repellents and sunscreens topically in skin by Raman spectroscopy. **Journal of Biomedical Optics**. v23., 2018.

HANLON, E. et al. Prospects for in vivo Raman spectroscopy. **Physics in medicine and biology**, v. 45, n. 2, p. R1, 2000.

LUPI, E.; HATZ, C.; SCHLAGENHAUF, P. The efficacy of repellents against Aedes, Anopheles, Culex and Ixodes spp. – a literature review. **Travel medicine and infectious disease**, v. 11, n. 6, p. 374–411, 2013.

OMS. **Guidelines for efficacy testing of mosquito repellents for human skin**. Disponível em: <http://www.who.int/whopes/resources/who_htm_ntd_whopes_2009.4/en/>. Acesso em: 5 fev. 2018.

RIBAS, J.; CARREÑO, A. M. Avaliação do uso de repelentes contra picada de mosquitos em militares na Bacia Amazônica. **Anais Brasileiros de Dermatologia**, v. 85, n. 1, p. 33–38, fev. 2010.

RODRIGUEZ, S. D. et al. The efficacy of some commercially available insect repellents for Aedes aegypti (Diptera: Culicidae) and Aedes albopictus (Diptera: Culicidae). **Journal of Insect Science**, v. 15, n. 1, p. 140, 2015.

SARDENBERG, T. A ética da pesquisa em seres humanos e a publicação de artigos científicos.

Jornal de Pneumologia, v. 25, n. 2, p. iii-iv, abr. 1999.

SILVEIRA, F. L. et al. Discrimination of non-melanoma skin lesions from non-tumor human skin tissues in vivo using Raman spectroscopy and multivariate statistics. **Lasers in Surgery and Medicine**, v. 47, n. 1, p. 6–16, 21 jan. 2015.

SILVEIRA JR., L. et al. Discriminating model for diagnosis of basal cell carcinoma and melanoma in vitro based on the Raman spectra of selected biochemicals. **Journal of Biomedical Optics**, v. 17, n. 7, p. 077003, jul. 2012.

US EPA. **Product performance test guidelines. OPPTS 810.3700**. Disponível em: <<https://nepis.epa.gov/Exe/ZyPDF.cgi/P100LBO3.PDF?Dockey=P100LBO3.PDF>>. Acesso em: 21 maio. 2018.

WEAVER, K. F. et al. **An introduction to statistical analysis in research: with applications in the biological and life sciences**. New York, EUA: John Wiley & Sons, 2017.

AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO COGNITIVO-MOTOR DE DEFICIENTES INTELECTUAIS COM JOGO EDUCATIVO

Letícia Gonçalves Segatto

Departamento de Engenharia Elétrica
Uberlândia – Minas Gerais

Mariana Cardoso Melo

Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia – Minas Gerais

RESUMO: Indivíduos com deficiência intelectual (DI) apresentam dificuldades em habilidades que requerem atenção, memorização e compreensão de conceitos. Dessa forma, a utilização de Tecnologias Assistivas aplicada na área da educação, permite a criação de novas estratégias para estimular e quantificar o aprendizado. Apesar dos jogos serem considerados um recurso eficiente para facilitar o aprendizado, a literatura existente de técnicas e protocolos de experimentos com deficientes intelectuais ainda são limitados. Esta pesquisa visa verificar a eficiência dos jogos educacionais como potenciais tecnologia assistiva, para auxiliar no desenvolvimento cognitivo desse público. O jogo foi dividido em níveis de dificuldades e, além disso, possui três categorias que se diferenciam pelo tipo de estímulo que o jogador está recebendo, que pode ser visual, auditivo, ou com ambos. Com isso, poderá ser analisada a evolução dos jogadores baseado quantidade de acertos durante toda etapa do jogo e o tempo total para execução. E também

indicar quais recursos tecnológicos mais adequados para potencializar o processo de aprendizagem do deficiente intelectual. O jogo de memória conta com uma interface gráfica e protótipo de joystick, caracterizado por uma caixa acrílico e nove botões com diferentes cores. É apresentada ao voluntário uma sequência de imagens coloridas. Após a apresentação, o participante deve selecionar o botão com a cor correspondente da sequência apresentada. O jogo foi aplicado em voluntários com DI e pôde-se observar considerável redução de erros entre as sessões, evidenciando os jogos educacionais como potencial tecnologia assistiva para auxiliar no aprendizado e no desenvolvimento cognitivo dessas pessoas. Trabalhos futuros serão necessários para identificar o estímulo mais eficiente para potencializar o aprendizado.

PALAVRAS-CHAVE: Tecnologia Assistiva. Deficiência Intelectual. Cognição. Jogos. Educação Inclusiva.

ABSTRACT: Individuals with Intellectual Disability (ID) present difficulties in activities that require attention, memorization and understanding of concepts. In this way, the use of Assistive Technologies applied in the area of education, allows the development of new strategies to stimulate and quantify learning. Although games are considered an efficient resource to help on the learning process,

the existing literature on techniques and protocols for experiments involving people with Intellectual Disability is still limited. This research aims to verify the efficiency of educational games as potential assistive technology, to assist in the cognitive development of this public. The game was divided into levels of difficulty and, in addition, has three categories that differ by the type of stimulus that the player is receiving, which can be visual, auditory, or both. With this, it is possible to analyze the evolution of the players based on the number of correct colors selected during the whole stage of the game and the total time to execute. And also indicate which technological resources are most adequate to enhance the learning process of the people with Intellectual Disability. The memory game has a graphical interface and a prototype joystick, characterized by an acrylic box and nine buttons with different colors. A sequence of colored images is presented to the volunteer. After the presentation, the participant must select the button with the corresponding color of the presented sequence. The game was applied to volunteers with ID and it was possible to observe a considerable reduction of errors between the sessions, evidencing the educational games as potential assistive technology to aid in the learning and the cognitive development of people with Intellectual Disability. Future work will be needed to identify the most effective stimulus to enhance learning.

KEYWORDS: Assistive Technology, Intellectual Disabilities Cognitive, Educational Technologies, Inclusive Education.

1 | INTRODUÇÃO

O Aprendizado é o processo de aquisição de novas informações que vão ser retidos na memória, a partir de técnicas utilizadas no processo de memorização. Aprendizagem e memória são recursos complementares, uma vez que a memória é o processo de armazenamento de informações que foram aprendidas, as quais podem ser evocadas posteriormente. A formação da memória indica que ocorreu o aprendizado e, para que ocorram novos aprendizados, a memória é fundamental para processar conexões com informações já retidas. [18]

Para gerar memórias duradouras requer tempo e envolve três processos principais para formação: codificar, consolidar e relembrar. Todas as informações adquiridas e experiências vivenciadas são armazenadas em memórias utilizadas posteriormente, ou seja, construímos nossa identidade por causa de hábitos, de habilidades que são aprendidas, lembradas e vivenciadas. [4, 5,6,8,18]

Segundo Medina et al. (2008) há diferentes tipos de memórias as quais envolvem diferentes regiões encefálicas, podendo ser classificadas quanto ao tempo de retenção, que podem ser sensoriais, de curto ou longo prazo, ou em relação à natureza da informação armazenada, que são memórias explícita (declarativas) ou implícita (não declarativas). [4,5,6,8,18]

A aprendizagem e a memória relacionadas ao processo de cognição do ser

humano é uma área amplamente investigadas por diversos campos da ciência. Quando este tema é abordado no contexto de disfunções cognitivas, formas de mensurar aprendizado se tornam subjetivas. [18]

Segundo Saridaki et al.(2012), deficiência intelectual é um termo que referencia certas limitações de crianças e adultos em desenvolvimento mental, comunicação e habilidades sociais. Essas limitações levam a um aprendizado mais lento, além disso, crianças com deficiência intelectual podem demorar a falar, andar e ter dificuldades com cuidados pessoais como se vestir ou comer. Além de referenciar a falta ou atraso de habilidades comportamentais adaptativas, como: linguagem expressiva e recíproca, notoriedade de dinheiro, direções, responsabilidades, entender e seguir regras, atividades cotidianas, autoestima e habilidades ocupacionais. [16]

Embora o conhecimento a respeito dos fatores causais da deficiência intelectual ainda seja limitado, as condições consideradas são: genética, adquirida (congenita ou desenvolvida) ou sociocultural. Da mesma forma, em relação ao nível de função intelectual anormal, a definição de deficiência cognitiva tem uma classificação genérica. Assim, na proporção em que o indivíduo demonstra incapacidade ou dificuldade para realizar determinadas tarefas adquiridas houve a discriminação dos quatro graus de deficiência: profundo, grave, moderada e leve. [7]

Sendo assim, as características dos indivíduos com deficiência intelectual, podem ser visto pela Tabela 1, na qual está classificado por idade e por grau de severidade. É importante distinguir as limitações e habilidades de cada grupo, a fim de estabelecer corretas intervenções e auxílios. [7]

	0 a 5 anos	6 a 20 anos	21 anos e mais velho
	Maturação e Desenvolvimento	Treinamento e Educação	
Severidade	Maturidade e Desenvolvimento.	Pode interagir com a sociedade.	É a capacidade de adquirir habilidades sociais e de trabalho.
Médio	Comunicação geralmente desenvolvida e habilidade social. Provavelmente pode não ser identificado até o início escolar.	Dificuldade de conhecer objetos escolares.	Pode ser capaz de se manter a si mesmo economicamente em condições de trabalho superprotegido.
Moderado	Pode falar e aprender para comunicação. Algumas dificuldades com habilidades motoras.	Pode falar e aprender para comunicação. Pode aprender cuidados pessoais e hábitos saudáveis.	Pode ser empregado no trabalho sob condições de proteção.
Severo	Expressivas limitações em habilidades motoras.	Podem falar e aprender a comunicar-se. Podem aprender a ter cuidados pessoais e hábitos.	Pode contribuir parcialmente para manter-se economicamente sobre total supervisão.
Profundo	Delay significativo, mínima área funcional de habilidades motoras.	Indivíduos que não podem cuidar de si mesmo, necessita de auxílio a todo o momento.	Algum desenvolvimento motor e linguagem. Podem aprender cuidados pessoais limitados.

Nesse sentido, a educação inclusiva desenvolve e adapta técnicas como tentativa de reduzir tais limitações e promover o desenvolvimento desse público com o uso de Tecnologia Assistivas. [11]

Tecnologia Assistiva (TA) é a aplicação do conhecimento e habilidades relacionadas aos *Assistive Products* (AP), que incluem dispositivos, equipamentos, instrumentos ou software. Esses dispositivos podem ser planejados ou adaptados para ajudar pessoas deficientes intelectuais na comunicação diária, na independência, no aprendizado e nas atividades sociais como os jogos, por exemplo. [1, 3, 12, 13, 20]

O objetivo da Tecnologia Assistivas, quando aplicado na área da educação, é uma estratégia para o aluno realizar o que precisa. Valoriza o seu jeito de fazer e criar novas alternativas para comunicação, mobilidade, interação social, resolução de problemas e brincadeiras. [11,12, 14]

Estudos recentes mostram o impacto positivo da TA na qualidade de vida de pessoas com deficiência intelectual. Com isso, tem-se dado uma maior atenção ao potencial que a tecnologia assistiva tem em propiciar independência e autonomia para deficientes intelectuais, por meio de jogos educacionais. [1,3,12,13,20]

Nesse contexto, os jogos educacionais digitais são considerados como ferramenta de apoio ao aprendizado de Pessoas com Necessidades Educativas Especiais (PNEE). Os jogos se destacam como uma eficiente ferramenta pedagógica por estimular o interesse, atenção, a concentração e memória do usuário. E, com a utilização de som e imagens, se tornam visualmente atrativos contribuindo assim para uma maior fixação dos conteúdos trabalhados. Além disso, alguns jogos possuem características lúdicas, que ativam a imaginação e propiciam o exercício cognitivo. [9, 19]

Martins. et al (2011) desenvolveram um jogo com uma interface simples e claramente organizada, em que utilizaram a tela de um computador, som e um controlador. O controlador é um tipo de comando para o jogo em que foi disposto três botões nas cores azul, amarelo e verde, para indivíduos sem dificuldades motoras. O objetivo do trabalho foi avaliar a evolução de pessoas deficientes intelectuais ao utilizar jogos sérios. [10]

Nos primeiros testes realizados, os voluntários mostraram-se motivados, focados, se divertindo e interessados em repetir o jogo para obter melhores pontuações. No primeiro momento os testes foram realizados com a finalidade de validar o jogo com o público alvo e avaliar o interesse dos mesmos com os recursos utilizados no jogo. [10]

Silva (2012), especialista em métodos e técnicas de ensino, avaliou a utilização do lúdico como recurso pedagógico no processo de ensino das crianças deficientes intelectuais. Na pesquisa realizada durante 28 dias em uma escola que atende 84 pessoas com DI, o autor destacou a importância do jogo no processo de aprendizado em sua pesquisa, analisando a contribuição do Jogo de Xadrez como tal recurso. [17]

Segundo Silva (2012), foi possível constatar nos resultados da pesquisa a melhoria das habilidades como a autonomia e percepção, que obteve uma melhora em 80% dos casos analisados. O raciocínio lógico desenvolveu-se em 60% dos casos. cerca de 40% dos voluntários obtiveram um bom desempenho na tomada de decisão, memória, socialização e 20% dos casos apresentou melhoria na agilidade. [17]

Outro trabalho foi realizado por Chang et al.(2014) com três participantes deficientes intelectuais adultos com grau moderado. Um dos estudantes tinha capacidade limitada de comunicação oral e o outro tinha epilepsia leve. O sistema de jogo que combinava som e imagens foi criado para treinar as habilidades de reciclagem de produtos que foram divididos em quatro categorias: plástico, metal, vidro e papel O jogo fornecia resposta imediatas caso o jogador colocasse os itens na caixa incorreta ou não obedecia à indicação do desenho na tela, uma vez que era necessário colocar na caixa o item no mesmo formato do desenho que aparecia na tela. [2]

O estudo avaliou a eficácia de um sistema para jogo com estímulos de tarefas vocacionais, em que foi constatada a evolução das habilidades adquiridas durante o jogo, uma vez que durante a fase de manutenção, realizada após quatro semanas da última sessão, a taxa média de sucesso de todos os participantes foi de aproximadamente 85%. [2]

Pereira (2013) constatou que as crianças que possuíam grau leve de deficiência intelectual, após repetidas sessões, obtiveram um bom desempenho. Foi ressaltado que estratégias de ensino que utilizam jogos como recurso no aprendizado, auxiliam no processo de memorização, assim como técnicas para que o aluno desenvolva a habilidade de tomar decisões e resolver problemas. Mas apesar dos jogos serem considerados um recurso eficiente para facilitar o aprendizado, a literatura existente de técnicas e protocolos de experimentos com deficientes intelectuais ainda são limitadas. [15]

Apesar dos jogos serem considerados um recurso eficiente para facilitar o aprendizado, a literatura existente de técnicas existente de técnicas e protocolos de experimentos com deficientes intelectuais ainda são limitados. Poucos estudos apresentam a efetividade dos mesmos para aprendizagem utilizando outros métodos de quantificação além de índices no próprio jogo e a percepção do acompanhante.

Para tanto, nesse estudo foi elaborado um jogo de memória, com diferentes níveis de dificuldade, baseada na quantidade de cores a serem memorizadas, com três categorias, nas quais um grupo receberia estímulo visual das cores, outro, auditivo e outro receberia tanto o estímulo auditivo quanto visual. Sendo assim, desejava-se comprovar a eficiência dos jogos educacionais de quantitativa a fim de criar um índice de aprendizado em características de desempenho, baseado quantidade de acertos durante toda etapa do jogo e o tempo total para execução. E verificar também qual categoria apresenta melhor resultado, indicando recursos tecnológicos mais adequados para potencializar o processo de aprendizagem do deficiente intelectual.

2 | MATERIAIS E MÉTODOS

O procedimento experimental utilizado adotado para realizar a análise quantitativa da aprendizagem será composta de 4 etapas:

- (a) elaboração do jogo
- (b) recrutamento dos voluntários
- (c) validação do jogo
- (d) análise e classificação de dados.

A fim de cumprir o objetivo e avaliar o potencial do jogo da memória como tecnologia assistiva para deficientes intelectuais, foi desenvolvida uma interface que permitirá que o jogador possa interagir com o protótipo do joystick. Primeiramente o usuário visualiza numa interface gráfica uma sequência de figuras coloridas e, ao finalizar a apresentação, indicará no protótipo qual a sequência de cores memorizadas, pressionando botões com cor correspondente.

2.1 Interface Gráfica

A interface proposta foi desenvolvida em linguagem de programação C#. O jogo desenvolvido possui três categorias que se diferenciam pela maneira que o jogador memorizará as cores, ou seja, se diferenciam pelo tipo de estímulo que o jogador está recebendo, que pode ser auditivo, visual, e por meio de ambos simultaneamente.

A estrutura do jogo será demonstrada na Figura 1.

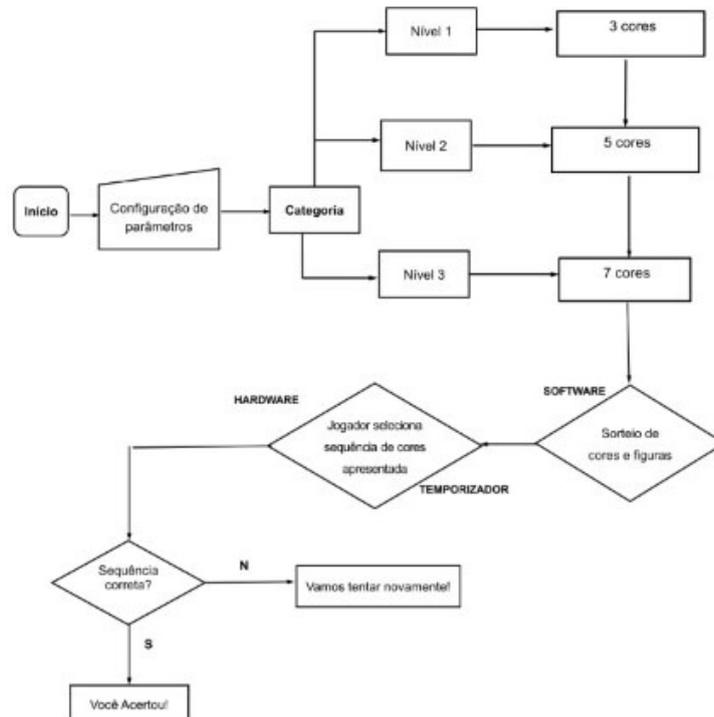


Figura 1 – Visão geral do jogo.

As etapas do jogo se dividem da seguinte forma:

- a) Início e Configurações de Parâmetros

Ao iniciar o jogo, o usuário irá se deparar com a primeira tela, mostrada na Figura

2, na qual se realiza as configurações de parâmetros.

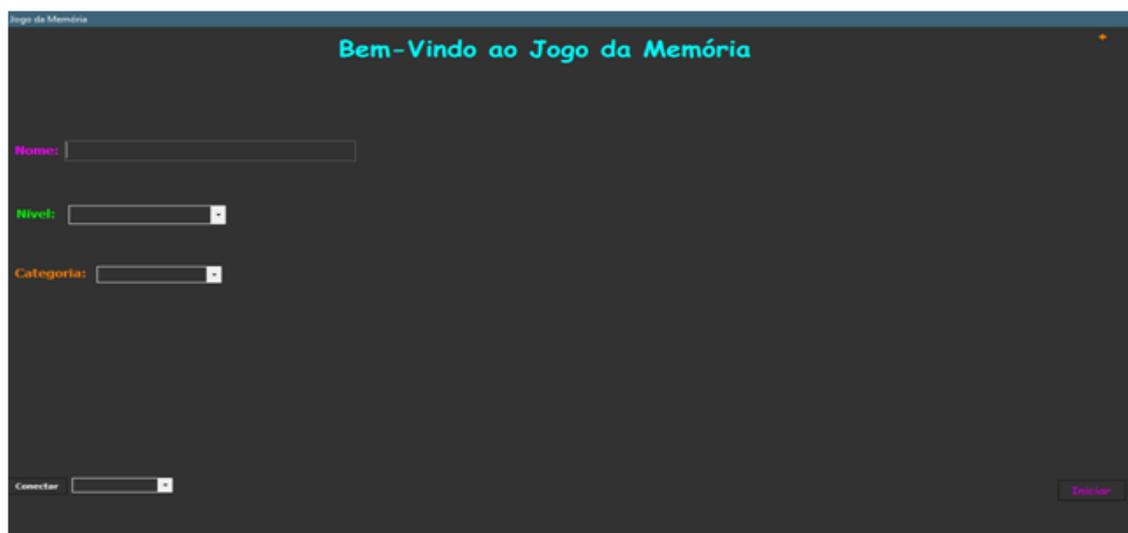


Figura 2 – Interface Gráfica inicial.

b) Categorias

O que diferencia as categorias é a forma como o jogador terá que memorizar a cor. A Categoria 1, o jogador verá somente as imagens que estão sendo mostradas. A Categoria 2, o jogador poderá visualizar qual imagem está sendo mostrada e será informado a cor de cada uma por som. A Categoria 3, será informado sonoramente a cor para o voluntário memorizar, assim, não será apresentado nenhuma imagem. Nesse projeto, os voluntários foram selecionados para cada categoria por meio de um sorteio.

c) Nível

O que diferencia os níveis é a quantidade de cores que o jogador terá que memorizar. O nível 1, é composto somente de 3 imagens, o nível 2 de cinco imagens, o nível 3 sete imagens e o nível 4 é composto de nove imagens. Ao clicar no botão iniciar, será mostrada para outro usuário, em outra tela, a sequência de imagens para que o mesmo memorize. A Figura 3 é correspondente ao nível 3, em que é apresentado para o jogador uma sequência de 7 imagens. Cada imagem fica disponível para o jogador 5 segundos. Caso a categoria seja somente auditiva, é emitido somente um som com a cor a ser memorizada.



Figura 3 – – Exemplificando a execução do Nível 3, Categoria 1.

Após 25 segundos, será mostrada uma tela (ou áudio, caso a categoria seja somente auditiva), com uma mensagem para que o jogador pressione os botões de acordo com a sequência apresentada, como expressada na Figura 4.

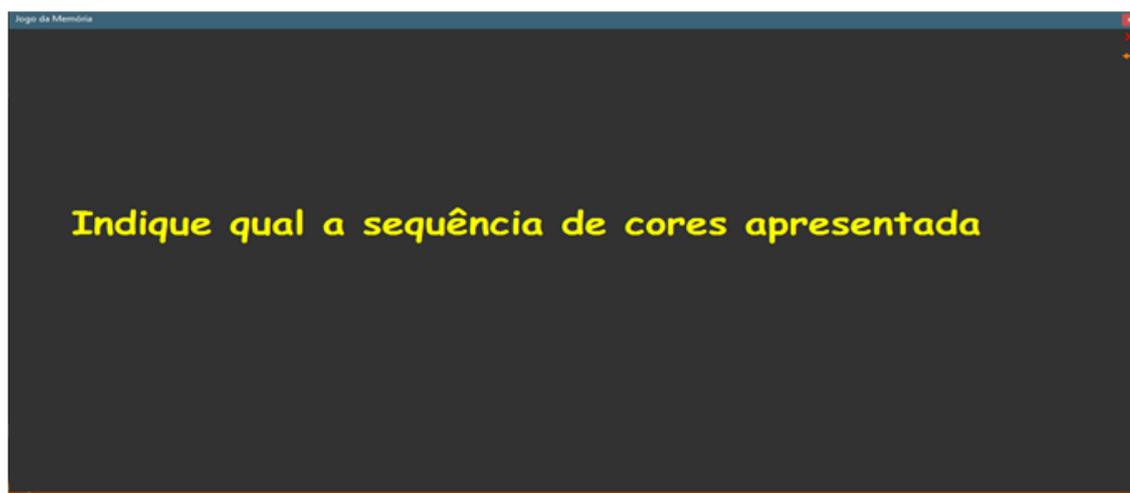


Figura 4 – Software solicitando, através de uma mensagem, que o jogador indique a sequência de cores.

As imagens mostradas no jogo da memória atendem os seguintes critérios: objetos do cotidiano, animais silvestres, domésticos e exóticos, itens escolares, meios de transportes, o alfabeto oficial da língua portuguesa, diversos modelos de brinquedos, frutas, verduras, legumes, doces e algumas figuras geométricas. Assim, é possível facilitar a assimilação das imagens mostradas no jogo com objetos cotidianos.

A interface gráfica comunica-se com o protótipo do joystick via USB (Universal Serial Bus), de modo que, a informação sobre cada botão pressionado é enviada para interface sendo possível comparar a sequência correta com a sequência apresentada.

Caso a sequência de cores apresentada corresponda com a sequência selecionada nos botões, aparecerá a seguinte mensagem, “Você acertou”. Se, ao finalizar a seleção de cores nos botões, a sequência não for correta, será apresentada a mensagem “Vamos tentar novamente!”.

Para o desenvolvimento do protótipo do joystick foram considerados aspectos dos estudos realizados que abordam a eficiência de dispositivos que chamam atenção com cores no processo de desenvolvimento cognitivo. Desse modo, foi projetada uma caixa no tamanho 40x40x20cm de material acrílico, como mostra a Figura 5, na qual nove botões estão dispostos de maneira aleatória e devidamente espaçados para que o usuário possa interagir com o software.

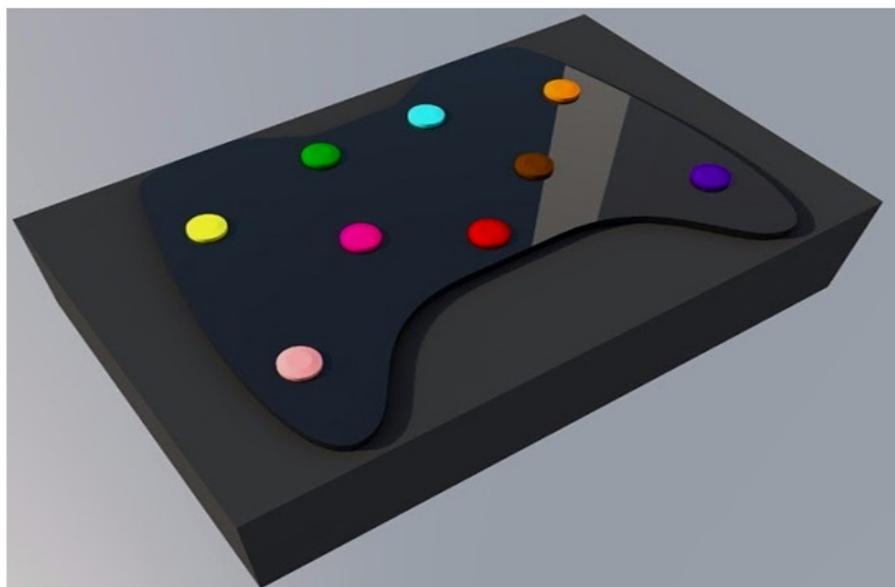


Figura 5 – Ilustração do modelo do protótipo do joystick.

3 | PROTOCOLO EXPERIMENTAL

Os dados foram coletados a partir da amostra de 5 voluntários deficientes intelectuais de grau moderado e que também não possuem nenhum distúrbio visual, como o daltonismo. Cada nível do jogo foi executado 3 vezes, com cada voluntário, em dias diferentes e alternados. Em cada dia, repetiu a aplicação do nível 5 vezes com cada jogador. Sessão, neste trabalho, referencia-se ao dia de aplicação do nível.

Foi analisado o tempo de resposta dos jogadores e o quanto isso influencia nos resultados, se a quantidade de acertos da sequência de imagens superou os erros, se foram desenvolvidos estratégias para memorização.

Participaram do experimento três voluntários com DI de grau leve e dois voluntários DI de grau moderado, três do sexo feminino e dois do sexo masculino. Foram aplicados os níveis 1, 2 e 3 para os voluntários deficientes intelectuais.

Foi realizado um sorteio para dividir dois voluntários por categoria. As voluntárias 1 e 2, foram sorteadas para participar da Categoria 1. Os voluntários 3 e 4, para

participar da Categoria 2 e a Voluntária 5 sorteada para participar da Categoria 3. A sexta Voluntária sorteada também para participar da Categoria 3, desistiu na quarta sessão, por esse motivo, foi excluída da pesquisa

Os deficientes intelectuais recrutados a partir da indicação da diretora e pedagoga da Associação de Apoio ao Deficiente do Liberdade (AADL). É uma instituição cuidadora de deficientes intelectuais, situada em Uberlândia, Minas Gerais, que atende alunos com deficiência. Vale destacar que o projeto de pesquisa, no que se refere ao uso do software e a eficiência dos jogos educacionais como potencial tecnologia assistiva, foi aprovado pelo Comitê de Ética, cujo número é 79586917.8.0000.5145.

4 | RESULTADOS E DISCUSSÕES

Nos dados coletados, foi analisado a redução do percentual de erro. Cada nível foi repetido 5 vezes no mesmo dia (sessão). Os erros são contabilizados quando o voluntário erra qual a sequência de cor memorizada. É somada a quantidade de erros por dia e, posteriormente, é avaliada a evolução que cada voluntário teve.

Os gráficos apresentados na Figura 6 e Figura 7, mostram o desempenho individual dos voluntários que foram sorteados para participar da Categoria 1, durante as três sessões realizadas de cada nível. O Voluntário 1 apresentou redução percentual de erro nos três níveis, comparando a sessão 1 a sessão 3. O nível 1 teve uma redução aproximada de 37,5%, o nível 2, 90% e, o nível 3, apenas 14,5%.

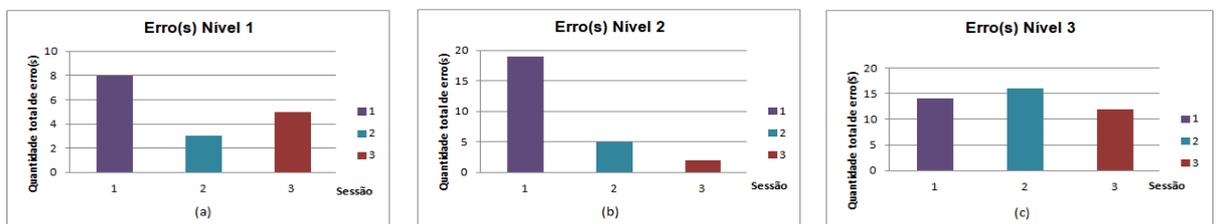


Figura 6 - Quantidade total de erro(s) por nível, Categoria 1, voluntária DI 1, em que (a) representa nível 1, (b) representa nível 2 e (c) representa nível 3.

O Voluntário 2 também apresentou redução no percentual de erro nos três níveis. Em relação à evolução da sessão 1 a sessão 3, o nível 1 teve redução de 60%, o nível 2, aproximadamente 33% e, o nível 3, reduziu 52%.

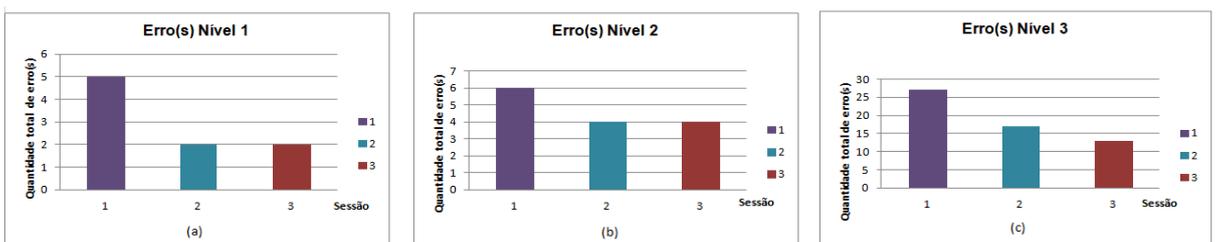


Figura 7- Quantidade total de erro(s) por nível, Categoria 1, voluntária DI 2, em que (a) representa nível 1, (b) representa nível 2 e (c) representa nível 3.

Os gráficos da Figura 8 a Figura 9, indicam o desempenho dos Voluntários 3 e 4, sorteados para participarem da Categoria 2. O Voluntário 3, no nível 1, comparando a sessão 1 a sessão 3, houve um aumento do erro de 40%. No entanto, houve uma redução do percentual de erro nos níveis 2 e 3, 36% e 21%, respectivamente.

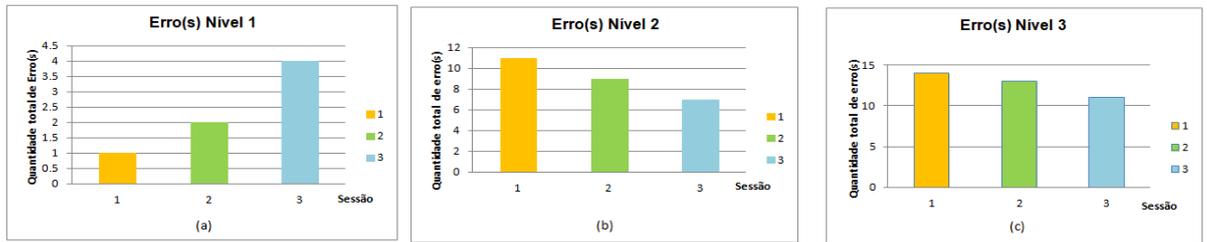


Figura 8 - Quantidade total de erro(s) por nível, Categoria 2, voluntário DI 3, em que (a) representa nível 1, (b) representa nível 2 e (c) representa nível 3.

O Voluntário 4, demonstrou redução de erro nos três níveis, comparando a primeira sessão e a última, no nível 1 reduziu 14,3%, nível 2, 16,7% e, no nível 3, 53,4%.

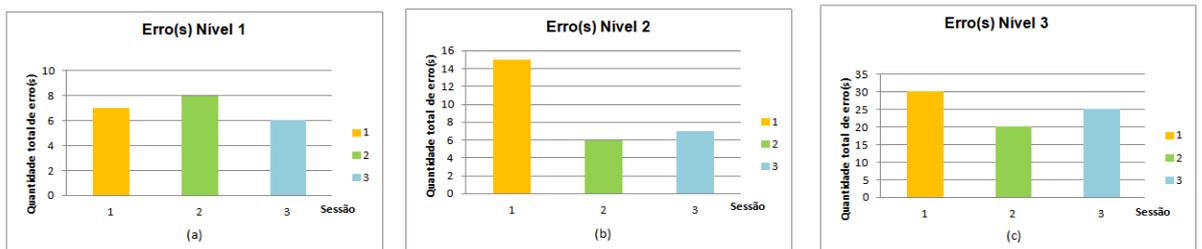


Figura 9 - Quantidade total de erro(s) por nível, Categoria 2, voluntário DI 4, em que (a) representa nível 1, (b) representa nível 2 e (c) representa nível 3.

A Figura 10, mostra o desempenho do Voluntário 5, que foi sorteada para participar da Categoria 3. A Voluntária 6 que foi sorteada também, desistiu de participar do jogo no quarto dia de aplicação. Sendo assim, não foi possível analisar os resultados da mesma. Segundo os dados coletados da Voluntária 5, houve redução de erro somente no nível 1 e no nível 2, aproximadamente 66% e 16%, respectivamente. Porém, no nível 3, verificou-se um aumento de 10% na sessão 3 em relação a sessão 1.

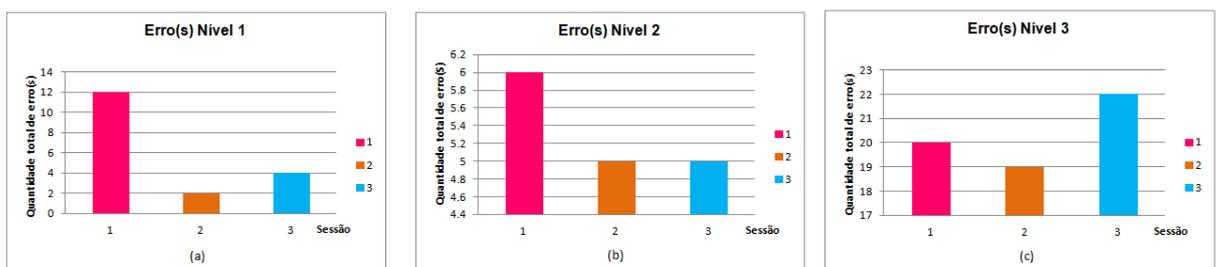


Figura 10 - Quantidade total de erro(s) por nível, Categoria 3, voluntária DI 5, em que (a) representa nível 1, (b) representa nível 2 e (c) representa nível 3.

Além disso, a fim de analisar a qual a relação do tempo no índice de erro dos voluntários deficientes intelectuais, foi aplicado o método de correlação, que é qualquer relação dentro de uma ampla classe de relações estatísticas que envolva a dependência de duas variáveis. Neste contexto, foi observado o valor de coeficiente de correlação amostral r , onde foi realizada a associação entre o erro e o tempo de execução. O coeficiente de correlação tem a seguinte variação: $-1 \leq r \leq 1$, em que valores próximos de -1 a relação inversa e o valor próximo de 1 representa a relação direta. A Tabela 6 a correlação das variáveis foi consideravelmente fraca analisando o valor de r .

Voluntário	Valor R²
Voluntária DI 1	0.2366
Voluntária DI 2	0.0771
Voluntário DI 3	0.0337
Voluntário DI 4	0.0038
Voluntária DI 5	0.0163

Tabela 2 – Valores do coeficiente de correlação por Voluntário DI

Dessa forma, pode inferir-se que para essa amostra de dados o tempo de execução não teve relação com o índice de erro dos voluntários deficientes intelectuais.

CONCLUSÕES

Dentre os tipos de memória trabalhadas nesse jogo, explora-se a memória sensorial que tem habilidade de reter informações após a finalização dos estímulos iniciais através dos dois sentidos trabalhados, visão e audição. As informações retidas na memória sensorial são passadas para memória de curto prazo através do processo de atenção. Neste contexto, pode-se observar que os voluntários que se desconcentravam devido a algum distúrbio externo, erravam a sequência de cores, principalmente as primeiras imagens apresentadas.

A memória de curto prazo é responsável por reter uma pequena quantidade de informações recebidas, em torno de sete itens ou menos. Por isso, o índice de erro no nível 3 é maior que o nível 1 e 2. E, de acordo com as evidências, os voluntários que articulavam as cores em voz alta, lembravam com mais facilidade posteriormente.

Segundo as metodologias estudadas, o armazenamento e a transferência de informações podem ser melhorados no ato da repetição. Assim, o uso repetido contribui com a eficiência das conexões de sinapse, facilitando a passagem de impulsos nervosos. Portanto, o esquecimento ocorre na memória de longo prazo, quando as conexões sinápticas anteriormente fortalecidas entre os neurônios de uma rede neural tornam enfraquecidos.

Outra memória requisitada neste tipo de jogo é um tipo de Memória Implícita: a Memória de Procedimentos, que abrange habilidades, hábitos e comportamentos,

que podem ser agrupados devido à necessidade de repetição para que a mesma se manifeste. Além disso, alguns voluntários, que desenvolveram algumas técnicas de memorização, como a associação das cores a algum objeto conhecido ou até mesmo os objetos que lhes eram apresentados, caracterizando também a memória associativa.

A emoção foi um aspecto observado que interferiu nos resultados negativamente. Em algumas sessões, os voluntários deficientes intelectuais mostravam-se mais agitados e em outros tristes, sendo as sessões com maior percentual de erro. Além disso, alguns DI não conheciam as cores que lhes foram apresentados, então em muitos momentos confundiam as cores rosa e roxo. Além disso, quando as cores repetiam em momentos diferentes, 80% dos deficientes intelectuais entendiam que era para selecionar o botão quantas vezes a cor repetiu, não respeitando a sequência de repetição.

Uma constatação relevante também foi a quantidade de informações fornecidas ao longo das sessões. Segundo alguns voluntários, ao repetir a quinta sessão, o acúmulo de cores memorizadas anteriormente os confundiam. Sendo assim, é necessário atentar-se ao fato da quantidade de informações manipulados no processo de aprendizado. Em certas situações, as interfaces computacionais desenvolvidas não se preocupam com tal fato, disponibilizando interfaces com muitos recursos que podem confundir o usuário.

Embora não foi possível atestar qual tipo de categoria mostrou-se mais eficiente no processo de memorização, o jogo será testado posteriormente com um maior número de sessões e com voluntários hígidos e deficientes intelectuais sem nenhum distúrbio visual e auditivo. Com isso, será analisado que tipo de estímulo influencia mais no aprendizado em geral: o visual, auditivo ou visual e auditivo simultaneamente.

Contudo, devido aos resultados apresentados e à redução de erros entre as sessões, o jogo da memória pode ser uma potencial tecnologia assistiva para auxiliar no aprendizado e no desenvolvimento cognitivo de pessoas com deficiência intelectual.

REFERÊNCIAS

- [1] BOOT, F. H. et al. Access to assistive technology for people with intellectual disabilities: a systematic review to identify barriers and facilitators. *Journal of Intellectual Disability Research*. v. 62 part 10 p. 900-921, Outubro 2018.
- [2] CHANG, Y. et al. A computer-based interactive game to train persons with cognitive impairments to perform recycling tasks independently.
- [3] DANDASHI, Amal et al. Enhancing the Cognitive and Learning Skills of Children with Intellectual Disability through Physical Activity and Edutainment Games. *International Journal of Distributed Sensor Networks* (2015).
- [4] FINE, Cordelia. *The Britannica Guide to the Brain: A Guide Tour of the Brain – Mind, Memory and Intelligence*. 4. Ed. London: Robinson, 2008, 365 p.
- [5] HOOPER, Judith; TERESI, Dick. *The Tree-Pound Universe*. New York: Macmillan, 1986. 1st

Printing, Hardbound, 410 p.

[6] HUNT, Morton M. The universe within: a new science explores the human mind. Michigan: Simon and Schuster, 1982. 415 p.

[7] KATZ, Gregorio; PONCE, E. L. Intellectual disability: definition, etiological factors, classification, diagnosis, treatment and prognosis. México, v.50, 2007

[8] MACDONALD, MATTHEW. Your Brain: The Missing Manual. Britannica Guides: Running Press, 2008. 256 p.

[9] MAFRA, Sônia R. C. O Lúdico e o Desenvolvimento da Criança Deficiente Intelectual. Secretaria de Estado da Educação. Programa de Desenvolvimento Educacional, 2008. Disponível em: <http://www.diaadiaeducacao.pr.gov.br/portals/pde/arquivos/2444-6.pdf> Acesso em: 27 de junho 2017.

[10] MARTINS, T. et al. Serious game as a Tool to Intellectual Disabilities Therapy: Total Challenge. Industrial Electronics Department, University of Minho Guimarães, Portugal.

[11] MALAQUIAS, Fernanda Francielle de Oliveira Realidade Virtual como Tecnologia Assistiva para Alunos com Deficiência Intelectua. Technology and Disability, v. 25, n. 2, p. 107-116, 2013.

[12] MCKNIGHT, Lorna; DAVIES, Chris. Current Perspectives on Assistive Learning Technologies. The Kellogg College Centre for Research into Assistive Learning Technologies. University of OXFORD. January, 2013. Disponível em: <http://www.kellogg.ox.ac.uk/wp-content/uploads/2015/03/Current-Perspectives-onAssistive-Learning-Technologies.pdf> Acesso em: 27 de junho 2017.

[13] MECHLING, L. C. Assistive Technology as a Self-Management Tool for Prompting Students with Intellectual Disabilities to Initiate and Complete Daily Tasks: A Literature Review. University of North Carolina Wilmington.

[14] MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO (MEC) / SINDICATOS DOS ENGENHEIROS NO ESTADO DE SÃO PAULO (SEESP). Programa de Capacitação de Recursos Humanos do Ensino Fundamental. Séries Atualidades Pedagógicas 6. Brasília, 2001. Disponível em: <http://www.dominiopublico.gov.br/download/texto/me000463.pdf> Acesso em: 27 de junho 2017.

[15] PEREIRA, J. E. A Infância e a Deficiência Intelectual: Algumas Reflexões. 2012, [S.l.: s.n.], 2012.

[16] SARIDAKI, M. et al. Digital Games-Based Learning for Students with Intellectual Disability, in Games-Based Learning Advancements for Multi-Sensory Human Computer Interfaces: Techniques and Effective Practices, T. Connolly, M. Stansfield and L. Boyle (eds), Information Science Reference Publishers, UK (2009)

[17] SILVA, João da Mata. O Lúdico como Metodologia para o Ensino de Crianças com Deficiência Intelectual. Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Medianeira – Paraná. Dezembro 2012.

[18] SILVA, Maristerlla Borges. Efeito da introdução da predição de erro durante a reconsolidação da memória humana no desempenho de habilidades motoras. Universidade Federal de Uberlândia. Uberlândia, MG, 2018.

[19] SILVA, Rosiani. A. et al. Utilização de Jogos para Pessoas com Necessidades Especiais: uma análise experimental. Brazilian Symposium on Computers in Education (Simpósio Brasileiro de Informática na Educação-SBIE). Vol. 1. No. 1. 2011.

[20] UNITED NATIONS CHILDREN'S FUND, UNICEF; Assistive Technology for Children with Disabilities: Creating Opportunities for Education, Inclusion and Participation. New York, World Health Organization, 2013. Disponível em: <https://www.unicef.org/disabilities/files/Assistive-Tech-Web.pdf> Acesso em: 27 de junho 2017.

UM NOVO ALGORITMO DE EVOLUÇÃO DIFERENCIAL BASEADO EM SIMULATED ANNEALING PARA RECONSTRUÇÃO DE IMAGENS DE TOMOGRAFIA POR IMPEDÂNCIA ELÉTRICA

Reiga Ramalho Ribeiro

Universidade Federal de Pernambuco
Recife – Pernambuco

Priscila Dias Mendonça

Universidade Federal de Pernambuco
Recife – Pernambuco

RESUMO: A reconstrução de imagem de Tomografia por Impedância Elétrica (TIE) consiste na resolução de um problema inverso e mal-posto governado pela Equação de Poisson, isto é, não existem soluções matemáticas únicas para resolver esta equação. Neste trabalho foi proposto uma nova técnica baseada na hibridização de duas técnicas de otimização comuns de reconstrução de TIE, visando minimizar a função objetivo: Simulated Annealing (SA) e Evolução Diferencial (ED). Nossa abordagem, trata-se em comparar os resultados obtidos pela técnica aqui proposta e a ED, como forma de encontrar a melhor técnica para reconstrução de imagens de TIE. Os resultados foram quantitativamente avaliados, com relação ao custo computacional dos algoritmos, mostrando que a técnica híbrida proposta obteve maior eficiência computacional na reconstrução de imagens de TIE comparada à técnica ED. Quanto à avaliação qualitativa, indicou que os resultados foram anatomicamente consistentes e conclusivos

para todas as técnicas estudadas.

PALAVRAS-CHAVE: Tomografia por impedância elétrica, reconstrução de imagem, hibridização, evolução diferencial, simulated annealing.

ABSTRACT: Electrical Impedance Tomography (EIT) reconstruction consists of solving an inverse problem and mismatch governed by the Poisson equation, that is, there are no unique mathematical solutions to solve this equation. In this work, a new technique based on the hybridization of two common optimization techniques of EIT reconstruction was proposed, aiming at minimizing the objective function: Simulated Annealing (SA) and Differential Evolution (DE). Our approach is to compare the results obtained by the proposed technique and DE as a way to find the best technique for reconstructing EIT images. The results were quantitatively evaluated with respect to the computational cost of the algorithms, showing that the proposed hybrid technique obtained higher computational efficiency in the reconstruction of EIT images compared to the DE technique. Regarding the qualitative evaluation, indicated that the results were anatomically consistent and conclusive for all techniques studied.

KEYWORDS: Electrical impedance tomography, image reconstruction, hybridization, differential

evolution, simulated annealing.

1 | INTRODUÇÃO

A Tomografia por Impedância Elétrica (TIE) é uma técnica de imagem não-invasiva que busca reconstruir o mapa de condutividade ou resistividade elétrica no interior de um volume, utilizando informações de injeção e medição de correntes e voltagens em eletrodos posicionados na fronteira do volume sob estudo (BORCEA, 2002). Como a TIE é uma técnica recente com grande potencial na obtenção de imagens para monitoração biológica, principalmente por ser não invasiva e não utilizar de radiação ionizante, mostra-se grande necessidade de mais estudos sobre este assunto, principalmente voltados para o desenvolvimento e melhoria de algoritmos que sejam capazes de reconstruir imagens de TIE com melhor qualidade e alta velocidade de obtenção. Atualmente são observados métodos de reconstrução de TIE híbridos, ou seja, utilizando algoritmos iterativos e não iterativos para resolução do problema inverso (GROSAN & ABRAHAM, 2007). O estado da arte dessa resolução caminha em direção ao uso de técnicas híbridas baseadas na Inteligência Computacional onde podem ser citados os métodos da Computação Evolucionária, tal como a Evolução Diferencial (DAS & SUGANTHAN, 2011). Por este motivo, o presente trabalho vem contribuir como mais um estudo dos métodos híbridos para reconstrução de imagens de TIE.

Neste trabalho foram apresentados dois métodos de reconstrução de TIE baseados em duas técnicas de busca e otimização: Simulated Annealing (SA) e Evolução Diferencial (ED). O Simulated Annealing é uma meta-heurística de otimização por busca local de escalada do monte, ou seja, ele pode pular mínimos locais permitindo a exploração do espaço em direções que levam a um aumento local sobre a função objetivo (KIRKPATRICK et. al., 1983). A Evolução Diferencial é um algoritmo evolucionário de otimização baseado na teoria da evolução e seleção natural, possuindo os operadores básicos de cruzamento e mutação, neste processo a seleção natural é modelada pela substituição de agentes menos aptos por seu descendente, caso seja mais apto (DAS & SUGANTHAN, 2011). O uso de algoritmos evolucionários, tais como Evolução Diferencial e Algoritmos Genéticos, pode fornecer métodos iterativos de reconstrução de imagens de TIE nos quais não há necessidade de se calcular derivadas, como necessário nos métodos baseados em Gauss-Newton comumente utilizados em TIE (VAUHKONEN et. al., 2001).

Como a ED possui mais forte o caráter de busca global, isto mostra que poucas iterações é suficiente para encontrar uma solução próxima da ideal. No entanto, de acordo com seu algoritmo, cada iteração requer a realização de seleção, cruzamento e mutação dos agentes da população corrente, desta forma exigindo alto custo computacional, neste trabalho, corresponde ao número total de cálculo da função

objetivo. Já a técnica SA, é caracterizada por ser um algoritmo de busca local com alta velocidade de convergência e baixo custo computacional. Sendo assim, esperamos que uma hibridização bem sucedida entre estas duas técnicas, consistindo numa busca global através da ED seguida por uma busca local através do SA, resultará no aumento da velocidade de convergência com redução do custo computacional da ED. Desta forma, neste trabalho foram realizadas simulações computacionais a fim de se obter a melhor técnica para reconstrução de imagens de TIE e avaliar a eficiência computacional da nova técnica proposta para reconstrução de imagens de TIE baseada na hibridização de dois métodos de busca e otimização, sendo eles: Evolução Diferencial (ED) e Simulated Annealing (SA).

Este trabalho está organizado da seguinte forma: na seção “Materiais e Métodos” apresentamos brevemente revisões bibliográficas e também a metodologia dos experimentos propostos; na seção “Resultados” são apresentados os resultados dos experimentos; e na seção “Discussão e Conclusão” são feitos comentários sobre os resultados com uma breve conclusão do trabalho.

2 | MATERIAIS E MÉTODOS

A. Tomografia por Impedância Elétrica

As equações governantes de um problema de Tomografia por Impedância Elétrica (TIE) são a Equação de Poisson e as expressões seguintes (BORCEA, 2002):

$$\nabla \cdot [\sigma(\vec{u})\nabla\phi(\vec{u})] = 0, \quad \forall \vec{u} \in \Omega, \quad (1)$$

$$\phi_{\text{ext}}(\vec{u}) = \phi(\vec{u}), \quad \forall \vec{u} \in \partial\Omega, \quad (2)$$

$$I(\vec{u}) = -\sigma(\vec{u})\nabla\phi(\vec{u}) \cdot \hat{n}(\vec{u}), \quad \forall \vec{u} \in \partial\Omega, \quad (3)$$

onde $\vec{u} = (x, y, z)$ é a posição do voxel, $\phi(\vec{u})$ é a distribuição de potenciais elétricos, $\phi_{\text{ext}}(\vec{u})$ é a distribuição de potenciais elétricos nos eletrodos de superfície, $I(\vec{u})$ é a corrente elétrica, periódica com frequência ω_0 para evitar efeitos elétricos de superfície, $\sigma(\vec{u})$ é a distribuição de condutividades elétricas (imagem de interesse), Ω é o volume de interesse, também conhecido como domínio, e $\partial\Omega$ é a borda do domínio (superfície). $\hat{n}(\vec{u})$ é o vetor normal de superfície na posição $\vec{u} \in \partial\Omega$.

O problema de determinação dos potenciais elétricos dos eletrodos de superfície $\phi_{\text{ext}}(\vec{u})$ quando dados: corrente $I(\vec{u})$ e distribuição de condutividade $\sigma(\vec{u})$ é chamado problema direto da TIE e modelado pela seguinte relação:

$$\phi_{\text{ext}}(\vec{v}) = f(I(\vec{v}), \sigma(\vec{u})), \quad \forall \vec{v} \in \partial\Omega \wedge \vec{u} \in \Omega \quad (4)$$

enquanto o problema de determinação da distribuição de condutividade $\sigma(\vec{u})$ (imagem tomográfica) dado $I(\vec{u})$ e $\phi_{\text{ext}}(\vec{u})$ é conhecido como problema inverso da TIE, modelado como a seguir:

$$\sigma(\vec{u}) = \vec{f}^{-1}(I(\vec{v}), \phi_{\text{ext}}(\vec{v})), \quad \forall \vec{v} \in \partial\Omega \wedge \vec{u} \in \Omega \quad (5)$$

B. Evolução Diferencial

Evolução Diferencial (ED) consiste em um algoritmo evolucionário de otimização e busca, composta pelos operadores básicos de cruzamento e mutação, num processo em que a seleção natural é modelada pela substituição de agentes por seu descendente mais adaptado (DAS & SUGANTHAN, 2011). Basicamente, um conjunto de candidatos à solução, nomeados agentes, é inicializado com posições aleatórias dentro do espaço de busca. Em seguida, esses agentes são mutados e, por fim, cruzados e, no caso da versão mutada e cruzada obtém uma aptidão melhor que os agentes originais, eles são substituídos pelas suas novas versões. Este processo encontra-se detalhado no algoritmo seguinte, concebida para a minimização de uma função objetivo $f: \mathbb{R}^n \rightarrow \mathbb{R}$, onde P_{CR} é a probabilidade de cruzamento:

Algoritmo ED

1) Gerar a população inicial de $n = 100$ agentes (S) com dimensão d , cada um representado por um vetor $\mathbf{x}_{j,i,G}$, onde $j = 1, 2, \dots, d$, $i = 1, 2, \dots, n$ e G corresponde a geração corrente;

2) Repetir até que seja atingido o critério de parada:

a) Para $i = 1, 2, \dots, n$ faça

i) Gerar agente mutado $\mathbf{v}_{j,i,G+1}$;

ii) Gerar agente cruzado $\tilde{\mathbf{x}}_{j,i,G+1}$;

iii) Se $f(\mathbf{x}_{j,i,G+1}) < f(\mathbf{x}_{j,i,G})$ então (minimização);

A versão da evolução diferencial (ED) usada neste trabalho contém, o i -ésimo agente mutado, comumente conhecido como *trial vector*, definido como se segue:

$$\mathbf{v}_{j,i,G+1} = \mathbf{x}_{j,i,G} + \eta(\mathbf{x}_{j,i_{\text{best}},G} - \mathbf{x}_{j,i,G}) + \eta(\mathbf{x}_{j,i_1,G} - \mathbf{x}_{j,i_2,G}) \quad (6)$$

onde $\eta \sim U(0,2]$, $i_1 \neq i_2 \neq i$ e i_{best} corresponde ao agente mais apto na geração corrente. Enquanto que, o i -ésimo agente cruzado, é definido como se segue:

$$\tilde{\mathbf{x}}_{j,i,G+1} = \begin{cases} \mathbf{v}_{j,i,G+1}, & \text{se } (\text{rand}_{(j)} \leq P_{CR}) \text{ ou } j = \text{rnbr}(i) \\ \mathbf{x}_{j,i,G}, & \text{se } (\text{rand}_{(j)} > P_{CR}) \text{ ou } j \neq \text{rnbr}(i) \end{cases} \quad (7)$$

onde, $\text{rand}_{(j)}$ é o j -ésimo avaliação de um gerador de número aleatório uniforme com resultado $[0,1]$, $\text{rnbr}(i) \in \{1, 2, \dots, d\}$ é um índice escolhido aleatoriamente, o que assegura que $\tilde{\mathbf{x}}_{j,i,G+1}$ recebe pelo menos um parâmetro de $\mathbf{v}_{i,G+1}$.

C. Técnica Híbrida Proposta

Esta nova técnica (EDSA) proposta neste trabalho, consistiu na implementação da ED, como detalhado em “Algoritmo ED”, no entanto adicionando o Simulated Annealing dentro do operador de seleção para melhorar a capacidade de busca global da ED. Esta nova técnica encontra-se detalhada no algoritmo seguinte, concebida para a minimização da função objetivo ($f: \mathbb{R}^n \rightarrow \mathbb{R}$):

Algoritmo EDSA

1) Inicialização:

Gerar a população inicial de $n = 100$ D (D agentes aleatórios, cada um representado por um vetor $x_{j,i,G} = \text{rand}_{j,i}(0, 0, 2)$, onde $j = 1, 2, 3, \dots, D$; $i = 1, 2, \dots, n$; G é a geração corrente; $t_{G=0} = 200.000$ ($t_{G=0}$ é a temperatura ambiente inicializada); $F_i = \text{rand}_i(0, 2]$ é fator de escala de mutação para cada indivíduo; $Cr = 0,9$ é a taxa de cruzamento.

2) A avaliação da aptidão dos agentes da população

3) Mutação da População:

A mutação da população é baseada na estratégia ED/rand-to-best/2/bin. Como mostrada pela Eq. (6):

$$v_{j,i,G} = x_{j,i,G} + F_i(x_{j,\text{best},G} - x_{j,i,G}) + F_i(x_{j,i_1,G} - x_{j,i_2,G}) \quad (8)$$

onde $i_1 \neq i_2 \neq i$ e $x_{j,\text{best},G}$ corresponde ao agente mais apto na geração corrente.

4) Cruzamento da População:

O cruzamento da população é baseada na operação de cruzamento da ED:

$$\check{x}_{j,i,G} = \begin{cases} v_{j,i,G}, & \text{se } (\text{rand}_{j,i}(0,1) \leq Cr \text{ ou } j = j_{\text{rand}}) \\ x_{j,i,G}, & \text{caso contrário} \end{cases} \quad (9)$$

5) Avaliar a aptidão:

Calcular a aptidão dos agentes $\check{x}_{j,i,G}$ da população, de acordo com a função objetivo.

6) Seleção da população:

A seleção da população é processada comparando o vetor alvo $x_{j,i,G}$ com o vetor de julgamento $\check{x}_{j,i,G}$ da população. Além disso, Simulated Annealing é adicionado dentro do operador de seleção para melhorar a capacidade de busca global, t_G representa temperatura ambiente da geração corrente.

$$t_{G+1} = t_G / (1 + G * \sqrt[2]{t_G}) \quad (10)$$

$$x_{j,i,G+1} = \begin{cases} \check{x}_{j,i,G}, & \text{se } f(\check{x}_{j,i,G}) \leq f(x_{j,i,G}) \\ \check{x}_{j,i,G}, & \text{se } f(\check{x}_{j,i,G}) > f(x_{j,i,G}) \text{ e } \text{resto}(G/4) = 0 \\ & \text{e } f(x_{j,\text{best},G}) = f(x_{j,\text{best},G-1}) \\ & \text{e } f(x_{j,\text{best},G}) = f(x_{j,\text{best},G-2}) \\ & \text{e } \exp\left(-\frac{(f(\check{x}_{j,i,G}) - f(x_{j,i,G}))}{t_G}\right) > \text{rand}(0,1) \\ x_{j,i,G}, & \text{Caso contrário} \end{cases} \quad (11)$$

onde $\check{x}_{j,\text{best},G}$ é o agente mais apto da geração corrente, $x_{j,\text{best},G-1}$ é o agente mais apto da geração (G - 1) e $x_{j,\text{best},G-2}$ é o agente mais apto da geração (G - 2).

7) Parar se o critério de parada for satisfeito; caso contrário, voltar a Etapa 3.

D. Função Objetivo para Reconstrução-TIE

Apartir da seguinte função foi possível tratar o problema da TIE como um problema de otimização e, desta forma, utilizar uma técnica híbrida (RIBEIRO et. al., 2014):

$$\begin{aligned} f(S) &= \left[\frac{\sum_{i=1}^{n_p} (U_i(S) - V_i)^2}{\sum_{i=1}^{n_p} (V_i)^2} \right]^{1/2}, \\ V &= (V_1, V_2, \dots, V_{n_p})^T, \\ U(S) &= (U_1(S), U_2(S), \dots, U_{n_p}(S))^T, \end{aligned} \quad (12)$$

onde V é a distribuição de potenciais elétricos medidos na borda, e $U(S)$ é a distribuição de potenciais elétricos calculados na borda. Sendo n_p o número de eletrodos na borda e $f(S)$ o erro médio quadrático relativo.

E. Reconstrução de Imagem usando EIDORS

EIDORS é uma ferramenta desenvolvida em código livre para MATLAB/Octave utilizado para resolver os problemas direto e inverso de Tomografia por Impedância Elétrica (TIE) e Tomografia Óptica baseada em Difusão a fim de compartilhar dados e promover a colaboração entre grupos de trabalho nestes campos (ADLER & LIONHEART, 2005). Esta ferramenta simula uma malha de elementos finitos que representa computacionalmente uma secção transversal de um corpo bem como sua distribuição de condutividade interna na forma de cores.

F. Métodos e Experimentos Propostos

A fim de avaliar a nossa proposta, projetamos experimentos para 16 eletrodos, 415 elementos da malha da grade circular 2D com nível de densidade 'b' e nível de refinamento '2' (parâmetros do EIDORS). Os problemas estudados consistem em detectar objetos irregulares isolados em três configurações: (a) no centro, (b) entre o centro e a borda e (c) perto da borda do domínio. Utilizou-se o erro relativo entre as distribuições de potenciais elétricos medidos e calculados na borda como a função objetivo para todos os métodos de otimização que usamos neste trabalho. Candidatos a solução são vetores reais usados como abstrações teóricas para distribuições de condutividade possíveis, onde cada dimensão corresponde a um determinado elemento finito da grade.

Tanto para o método de Evolução Diferencial (ED) quanto para a técnica híbrida (EDSA) foi utilizado $P_{CR} = 0,9$ (probabilidade de cruzamento), trabalhamos com $n = 100$ (número de agentes da população), ou seja, candidatos a solução, e fizemos experimentos para critério de parada como 500 iterações.

É importante enfatizar que, todas as técnicas aqui mencionadas foram implementadas no software MATLAB versão R2008a. Sendo usado o software EIDORS versão 3.7.1 para resolução do problema direto da TIE.

Os dados qualitativos foram analisados através de quão próximas as imagens de condutividade reconstruídas (Figuras 2 e 3) estão das imagens de condutividade dos

objetos de estudo (Figura 1). Já os dados quantitativos correspondem a quantidade de cálculos da função *objetivo*, isto é, a quantidade de resolução do problema direto da TIE (associada ao custo computacional de reconstrução).

3 | RESULTADOS

A Figura 1 mostra as distribuições de condutividade simuladas, em três configurações, para objetos isolados eletricamente colocados no centro (a), entre centro e borda (b), e perto da borda (c) do domínio circular. Figuras 2 e 3 mostram os resultados da reconstrução obtidos a partir das técnicas estudadas neste trabalho EDSA e ED, respectivamente, para objetos colocados no centro (a1, a2 e a3), entre centro e borda (b1, b2 e b3) e perto da borda (c1, c2 e c3) do domínio circular para 50, 300 e 500 iterações como critério de parada, respectivamente. As Figuras 4-6 apresentam o comportamento do erro quadrático relativo (ver Eq. 12) com relação ao número de cálculos da função objetivo para as três configurações do domínio circular. Todos os resultados aqui mencionados foram gerados a partir de um computador HP com processador Intel(R) Core(TM) i7 e memória RAM de 8,00 GB.

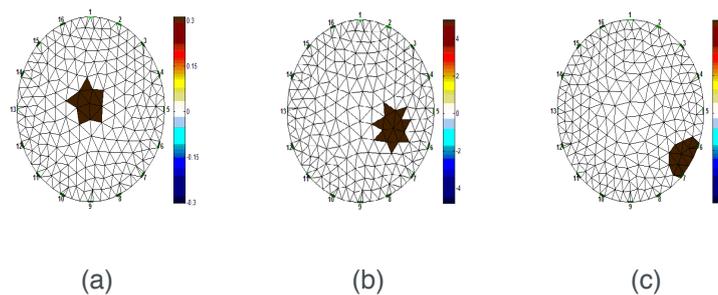
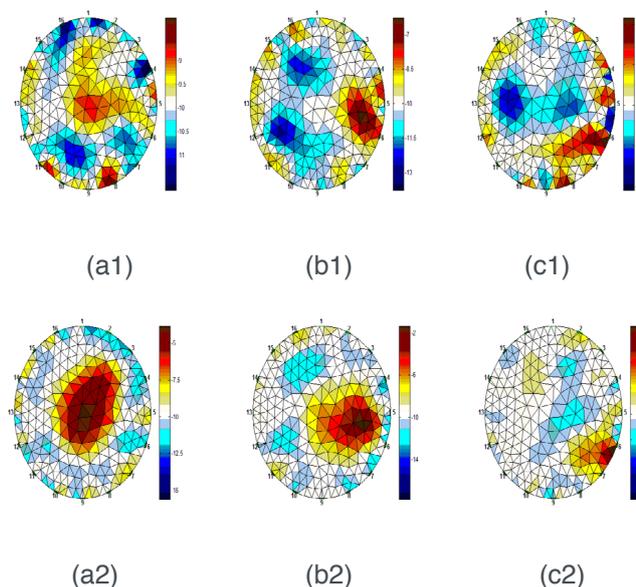


Figura 1. Objetos de estudo criados no EIDORS para isolante no centro (a), entre centro e borda (b), e perto da borda (c).



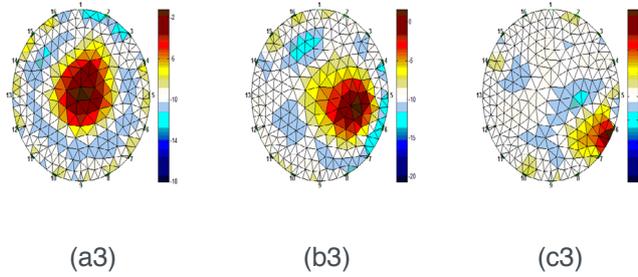


Figura 2. Resultados de reconstrução para objetos colocados no centro (a1, a2 e a3), entre centro e borda (b1, b2 e b3), e perto da borda (c1, c2 e c3) do domínio circular para 50, 300 e 500 iterações usando ED, respectivamente.

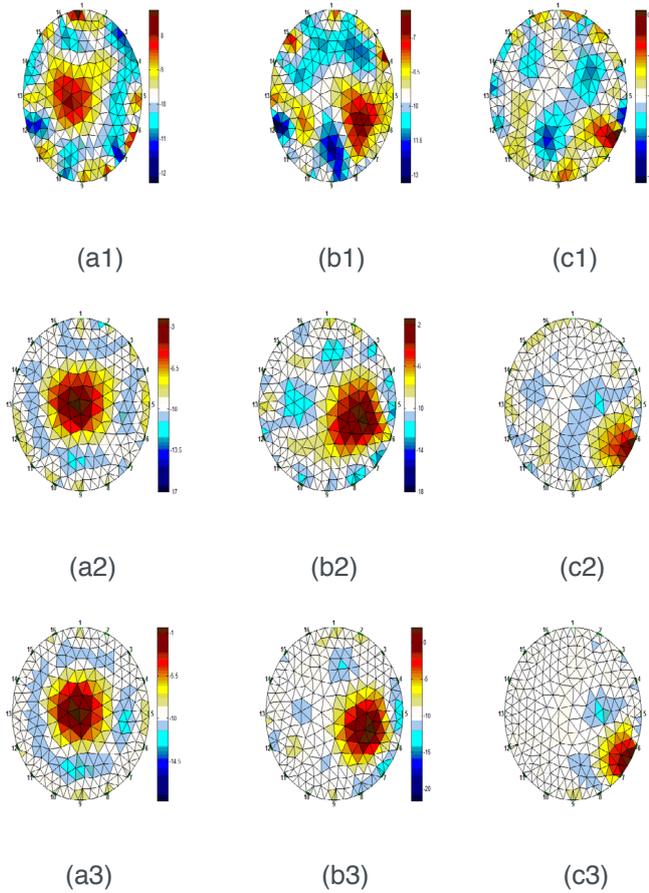


Figura 3. Resultados de reconstrução para objetos colocados no centro (a1, a2 e a3), entre centro e borda (b1, b2 e b3), e perto da borda (c1, c2 e c3) do domínio circular para 50, 300 e 500 iterações usando EDSA, respectivamente.

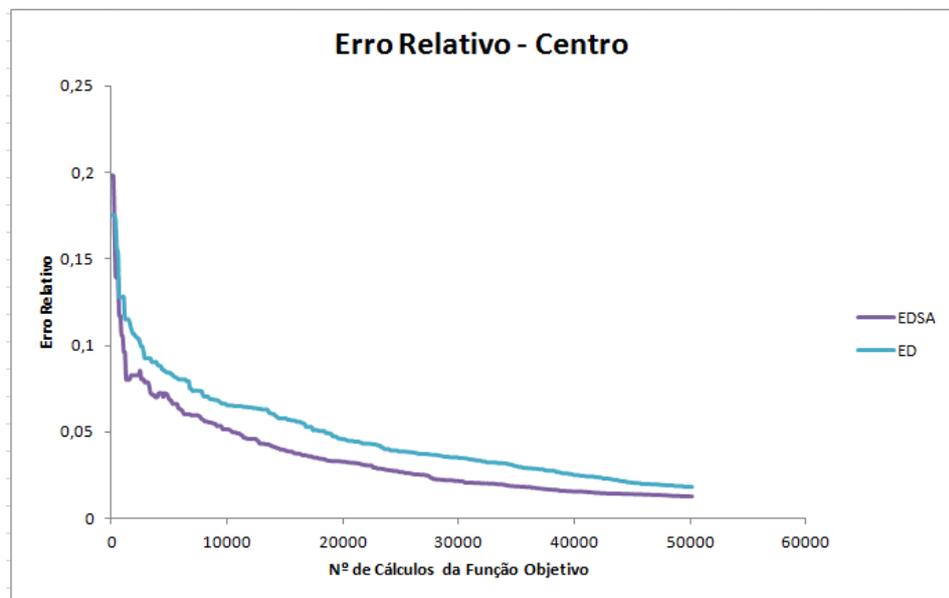


Figura 4. Erro decrescente de acordo com o número de cálculos da função objetivo para objeto isolante no centro do domínio.

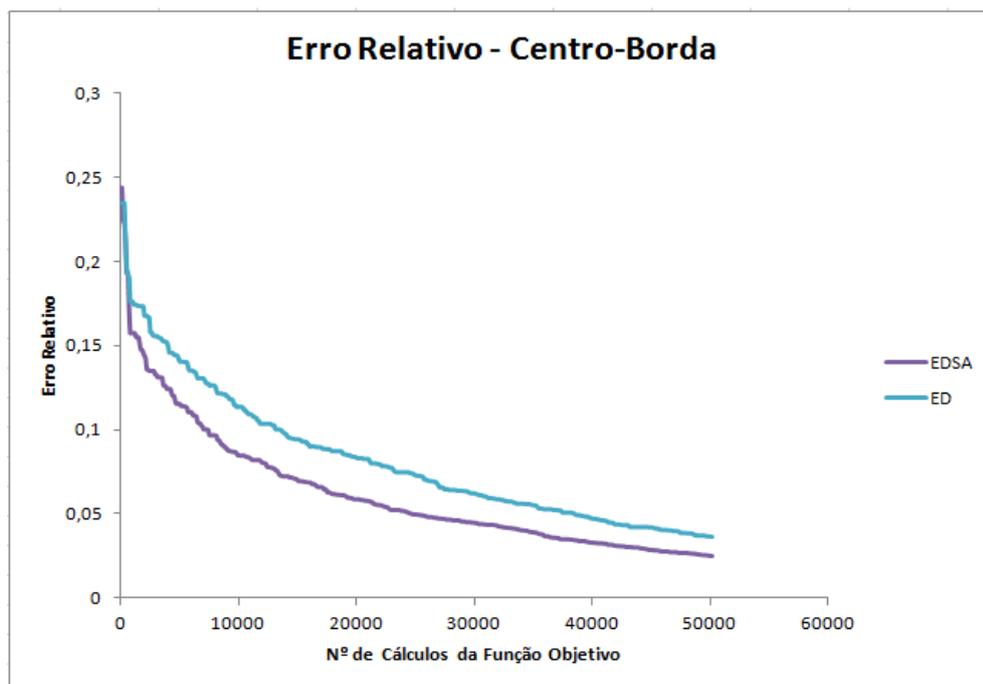


Figura 5. Erro decrescente de acordo com o número de cálculos da função objetivo para objeto isolante entre centro e borda do domínio.

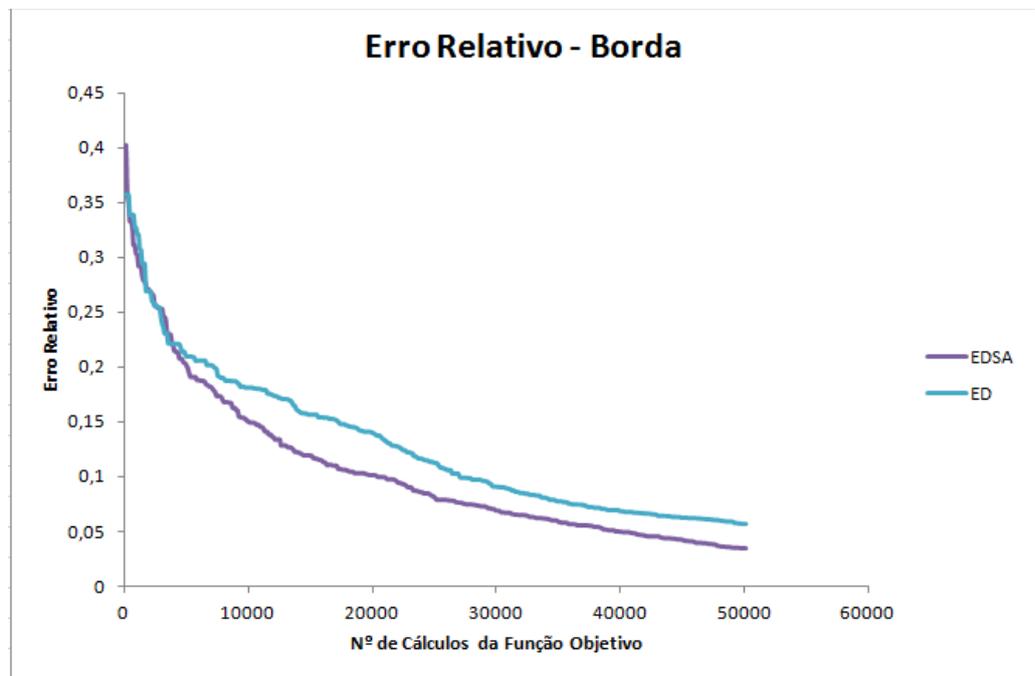


Figura 6. Erro decrescente de acordo com o número de cálculos da função objetivo para objeto isolante próximo da borda do domínio.

4 | DISCUSSÕES E CONCLUSÃO

Qualitativamente, o comportamento dos algoritmos de reconstrução pode ser investigado pela análise comparativa dos resultados visuais mostrados pelas imagens das Figuras 2 e 3 com as imagens dos domínios de estudo (ver Figura 1). Para estes experimentos, todos os algoritmos de reconstrução, inclusive a técnica híbrida proposta, mostraram bom desempenho para reconstruir os objetos de estudo, em todas as configurações, obtendo imagens anatomicamente consistentes e conclusivas a partir de 300 iterações dos algoritmos. Como vemos, merece destaque a técnica híbrida EDSA por reconstruir as imagens de TIE com melhores delimitações de borda (contraste).

A partir das Figuras 4-6, é possível perceber que a técnica híbrida, como esperado, adquiriu as melhores características das técnicas de busca e otimização ED e SA, sendo elas:

1 - alta diversidade da população de soluções candidatas obtida possivelmente pela técnica ED, isto conseqüentemente gera baixos valores do erro relativo (função objetivo) nas primeiras iterações;

2 – capacidade de evitar mínimos locais do espaço de busca da solução através da busca local da técnica SA, isto conseqüentemente gera uma queda rápida do erro relativo (função objetivo) ao longo do processo de convergência.

É possível observar que, a partir destes resultados, a hibridização das técnicas é uma forma eficiente de melhorar o rendimento do algoritmo de ED, em termos de custo computacional para reconstrução de imagens de TIE, principalmente quando o

elemento isolante elétrico encontra-se no centro do domínio circular.

Enfim, estes experimentos computacionais mostraram que a técnica híbrida proposta provou ser o melhor Método de Busca e Otimização para reconstrução de imagens de TIE, tanto do ponto de vista qualitativo quanto quantitativo, quando comparado com o algoritmo de Evolução Diferencial. Além disso, observa-se que a hibridização com técnica de busca local, em particular a técnica SA, mostrou ser uma ferramenta poderosa para melhorar o rendimento computacional da técnica de Evolução Diferencial na reconstruir imagens de TIE.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem às agências de fomento à pesquisa CAPES pelo financiamento parcial desta pesquisa.

REFERÊNCIAS

- ADLER, Andy; LIONHEART, William RB. **EIDORS: towards a community-based extensible software base for EIT**. In: 6th Conf. on Biomedical Applications of Electrical Impedance Tomography. 2005. p. 1-4.
- BORCEA, Liliana. **Electrical impedance tomography**. Inverse problems, v. 18, n. 6, p. R99, 2002.
- DAS, Swagatam; SUGANTHAN, Ponnuthurai Nagaratnam. **Differential evolution: A survey of the state-of-the-art**. IEEE transactions on evolutionary computation, v. 15, n. 1, p. 4-31, 2011.
- GROSAN, Crina; ABRAHAM, Ajith. **Hybrid evolutionary algorithms: methodologies, architectures, and reviews**. In: Hybrid evolutionary algorithms. Springer, Berlin, Heidelberg, 2007. p. 1-17.
- KIRKPATRICK, Scott; GELATT, C. Daniel; VECCHI, Mario P. **Optimization by simulated annealing**. science, v. 220, n. 4598, p. 671-680, 1983.
- RIBEIRO, Reiga R. et al. **Reconstruction of electrical impedance tomography images using genetic algorithms and non-blind search**. In: 2014 IEEE 11th International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI). IEEE, 2014. p. 153-156.
- VAUHKONEN, Marko et al. **A MATLAB package for the EIDORS project to reconstruct two-dimensional EIT images**. Physiological measurement, v. 22, n. 1, p. 107, 2001.

SISTEMA BASEADO NA WEB DE ESPECIFICAÇÃO E COMPARAÇÃO TÉCNICA DE EQUIPAMENTOS MÉDICOS APLICADO EM RAIOS-X

Walter Lima Ramirez Filho

Universidade de Brasília, Faculdade Gama (UnB/FGA), Brasília- DF

Lourdes Mattos Brasil

Universidade de Brasília, Faculdade Gama (UnB/FGA), Brasília- DF

RESUMO: A criação de ferramentas computacionais para aperfeiçoar o cuidado em saúde e o atendimento à racionalização, sustentabilidade dos eventos clínicos, econômicos e sociais da saúde possibilita solucionar problemas decorrentes da má administração em adquirir Equipamentos Médicos (EMs) no contexto da saúde pública. O objetivo deste trabalho é propor um Sistema de Comparação Técnica de EMs (SCTEM) baseado na *Web* que auxilie profissionais técnicos da Engenharia Clínica (EC), Engenharia Biomédica, entre outros, em atender às solicitações clínicas, com a aplicação do sistema em alguns Aparelhos de Raios-X. Estimam-se também neste trabalho aspectos atinentes ao gerenciamento de tecnologias de saúde, à medida que se discutem os impactos qualitativos da saúde, quando lançado o processo de compra de EMs. Os resultados fornecidos pelo sistema serão apresentados por meio de comparações técnicas dos Aparelhos de Raios-X registrados na Agência de Vigilância

Sanitária (ANVISA). O SCTEM foi capaz de utilizar o indispensável conhecimento técnico para especificar e comparar as tecnologias de forma útil e simplificada para os profissionais de saúde.

PALAVRAS-CHAVE: Comparação, Raios-X, Engenharia Clínica, Especificação.

ABSTRACT: The creation of computational tools to improve the health care and service rationalization, clinical events sustainability, economic and social events in health area, allows us to solve problems arising from mismanagement in purchasing medical equipment (EMs) in the context of public health. The objective of this work is to propose a system of Technical Comparison of EMs (SCTEM) based on the Web that helps technical professionals of Clinical Engineering (EC), Biomedical Engineering, among others, to meet the clinical demands, with the application of the system in some X-ray devices. It is also estimated in this work aspects related to the management of health technologies, as they discuss the qualitative impacts of health when launched the process of buying EMs. The output of the system will be presented through technical comparisons of X-ray devices registered in the Health Surveillance Agency (ANVISA). The SCTEM was able to use the necessary technical knowledge to specify and

compare the technology in an useful and simple way for healthcare professionals.

KEYWORDS: Comparison, X-rays, Clinical Engineering, Specification.

1 | INTRODUÇÃO

A confiabilidade de tecnologias em saúde é um campo há muito visto como multidisciplinar do conhecimento, pois envolve implicações clínicas, sociais, éticas, legais e econômicas das tecnologias em saúde. O processo de compras de EMs situa-se nesse campo de interesse, ou seja, acaso ocorra uma supervisão sem efetividade no curso do processo de aquisição, em função do notório saber de especialistas, desencadeia efeitos negativos no cuidado de saúde (CHANG HU et al, 2012).

O ato de compra de EMs é forte instrumento da Gerência de Tecnologia em Saúde (GEATS), pois é capaz de causar impactos na área de atuação da EC e, conseqüentemente no cuidado ao doente: especificar, adquirir, avaliar, manter e desativar a arquitetura tecnológica (SOUZA et al, 2013; INFANTE, SANTOS, 2007).

O processo de aquisição de equipamentos hospitalares restringe-se a alguns pormenores a serem observados: necessidades clínicas, avaliação das condições ambientais, levantamento dos equipamentos existentes no mercado, especificações dos equipamentos, avaliação de propostas, escolha dos fornecedores, emissão do contrato, instalação do equipamento. Dentre estas etapas, a especificação dos equipamentos é a mais fundamental, em função das informações básicas que nela deverá constar e, deste modo, definirá a melhor escolha do fornecedor e a melhor proposta para a aquisição (JACOBS, 2009).

Ao especificar um equipamento o profissional deverá identificar as informações como o nome do equipamento, a aplicação clínica, a configuração física, o tipo de montagem, a capacidade nominal, as dimensões e peso, os parâmetros, os dispositivos de controle e alarmes, exatidão, precisão e sensibilidade, alimentação, entrada e saídas, acessórios, exigências técnicas e normativas. Tudo isto concorre para configurar o ciclo de vida de uma tecnologia e principalmente dispor sobre a segurança, desempenho, instalação e uso de equipamentos (BRASIL, 2013; ANVISA, 2004). Portanto, este artigo visa à aplicação de um sistema de especificação e comparação técnica que possibilita a inserção de informações técnicas, conforme padrões legais, que dará subsídios à velocidade e apuração de parâmetros respectivos a alguns Raios-X já registrados na ANVISA, pelos especialistas, no momento da proposição de incorporação da tecnologia ao parque tecnológico.

2 | MATERIAIS E MÉTODOS

Para programar a sugestão do sistema de comparação técnica de EMs foram justificadas as ferramentas computacionais escolhidas para a desenvoltura do trabalho

e métodos de teste. A viabilidade do SCTEM foi mensurada a partir de uma bateria de testes promovida pelo pesquisador, utilizando a própria fase de teste.

Na avaliação do Sistema de Comparação Técnica para os Raios-X, pelo pesquisador, levantaram-se parâmetros relevantes para a presente pesquisa. Foram anotados eventuais desvios ou contradições, em relação à especificação adequada dos Raios-X, os quais auxiliaram a elaboração da proposta da compra de tecnologias. Os testes finais e reunião de parâmetros, acerca dos testes, conduziram a um diagnóstico da utilização do SCTEM, assim como direcionaram as respostas aos objetivos propostos.

Portanto, a solução desenvolvida prevê a adoção da arquitetura típica de aplicações com camada de apresentação via rede. O acesso ao sistema será viabilizado através de perfis de usuários, que poderão entrar no ambiente a partir de qualquer computador que tenha acesso à *internet* e *browser MS Internet Explore* ou *Mozilla Firefox*.

O sistema permite inicialmente configurar os parâmetros, em seguida habilita o cadastro dos produtos de forma sistemática para que suceda a comparação dos parâmetros de forma simples e útil como apresentado na Figura 1.

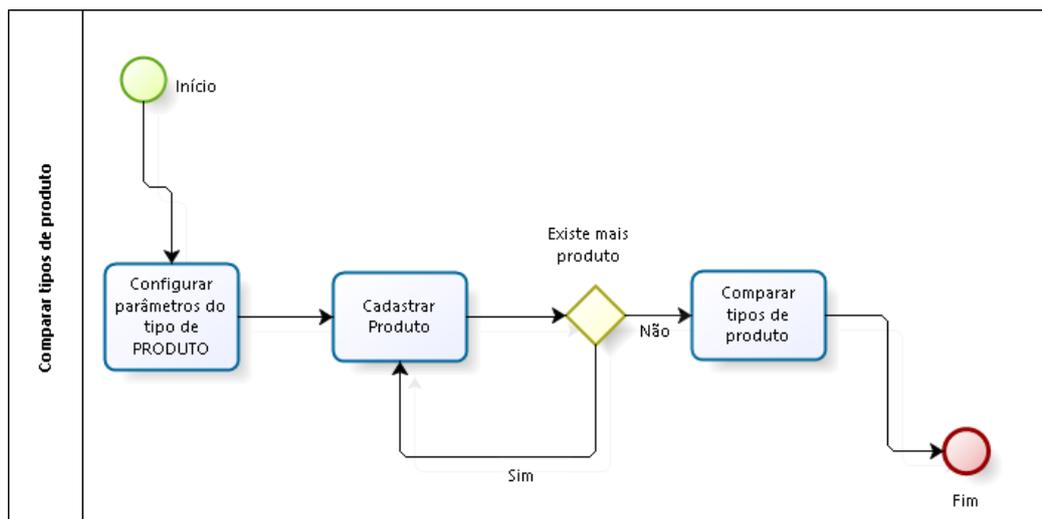


Figura 1: Comparar tipos de produto

Manuais de referência fornecidos pela ANVISA - Inicialmente, desenvolveu-se o SCTEM com interface de tabela, a partir de parâmetros técnicos preconizados em manuais fornecidos pela ANVISA que fornecem as especificações, marcas e modelos dos Raios-X, entre outros EMs, vigentes no mercado, para auxiliar profissionais da área de EC e de saúde a especificar e comparar com maior precisão tais equipamentos.

Os parâmetros foram instituídos de forma a abordar as informações mínimas e necessárias para especificação e comparação dos Raios-X escolhidos, além da especificação completa relativa a algumas marcas. Os parâmetros de alguns Aparelhos de Raios-X foram previamente pesquisados, analisados e dispostos como apresentado sucintamente abaixo na Tabela 1, isto é, a mesma reúne somente especificações

mínimas na primeira coluna e nas restantes apresenta os parâmetros técnicos retirados dos manuais de serviço dos EMs em estudo. Logo, estas representações são essenciais ao reforço do conhecimento que profissionais da EC devem possuir para atuar na especificação técnica de equipamentos.

Fabricante	GE	VMI	Siemens
Modelo	Optima XR640	Compacto Plus DR 800	Axiom Multix MT (Teto)
Número de registro na ANVISA	80071260114	10238040041	10234230143
Gerador de raios-x de alta frequência			
Inversor de 50kHz ou maior;	Não definido	Não definido	Não definido
Tensão mínima do tubo: 40 kV em passos de 1kV	40 kV	30 kV	40 kV
Corrente mínima do tubo: 80 mA	10 mA	50 mA	0,50 mA
Gerador: 80 kW ou maior	80 kW	60 kW	80 kW
Tempo máximo de exposição: 10 s	5 s	6,3 s	0,001 s
Mínimo de mAs no tubo: 500 mAs	630 mAs	500 mAs	0,5 mAs
Par de cabos de alta tensão	Sim	Sim	Sim

Tabela 1: Algumas especificações mínimas dos Aparelhos de Raios-X.

Com base em tabelas, a equipe técnica de EC poderá prever as diferenças consideráveis, quanto à escolha do EM conveniente às necessidades do Estabelecimento de Saúde (EAS), logo o sistema aproveitará tais tabelas para processar as comparações. A ideia com o lançamento desta ferramenta computacional é simular o comportamento de um profissional gabaritado, para avaliar a melhor proposta para aquisição de EMs. O SCTEM visa ainda o uso simples e intuitivo, fácil e inteligível, pois transmitirá informações técnicas de forma efetiva, independente das condições ambientais ou das habilidades dos técnicos.

SCTEM como ferramenta - A referida ferramenta computacional contém atualização periódica de acordo com a evolução tecnológica dos EMs, por exemplo: - Tabelas comparando parâmetros técnicos e modelos equivalentes de marcas diversas dos Aparelhos de Raios-X.

O SCTEM em questão atende às especificações mínimas das tecnologias hospitalares, conforme quesitos demandados pelas normas, enquanto elementos determinantes para atender às necessidades clínicas, econômicas e, sobretudo ao escopo social da saúde pública. A preocupação com a qualidade da saúde é uma constante no Sistema de Comparação proposto, já que disponibiliza informações técnicas que auxiliam na melhor escolha dos EMs, no caso em estudo dos Aparelhos de Raios-X.

3 | RESULTADOS

Os resultados são apresentados de forma resumida por meio de figuras do sistema proposto, desde a sua concepção até a especificação e comparação dos EMs, em especial dos Aparelhos de Raios-X.

A Figura 2 apresenta a tela inicial que indica o Tipo de Produto a ser selecionado, no caso, o Aparelho de Raio-X Digital indicado pelo item 343, visto que a comparação dos mesmo ocorrerá somente após a configuração dos parâmetros e o cadastramento dos produtos.



Figura 2: Tipo de Produto.

Futuramente, o Sistema de Comparação poderá auxiliar o desenvolvimento de um banco de dados que possibilite pesquisas diversas além de subsidiar efetivamente a especificação e comparação de EMs por profissionais que não possuam tanto conhecimento e experiência no contexto de EC.

A Figura 3 apresenta os campos de especificações mínimas referente aos Aparelhos de Raios-X, ou seja, é o cadastro dos parâmetros que serão inseridos no sistema no intuito de atingir o objetivo proposto de comparar os Raios-X de marcas diferentes e modelos semelhantes. Além disso, tais parâmetros dos Aparelhos de Raios-X podem ser comparados de acordo com os indicadores lógicos, numéricos ou textuais.

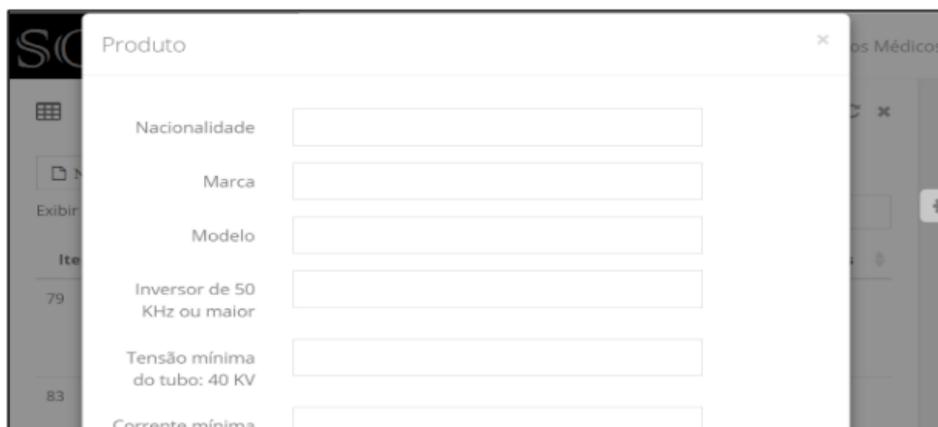


Figura 3: Parâmetros do Produto.

Após execução dos passos anteriores, tem-se na Figura 4 a comparação do tipo de produto selecionado ao clicar no campo comparar, neste caso, em particular, tem-se a comparação dos Aparelhos de Raios-X em estudo.



The screenshot shows the SCTEM interface with a dropdown menu set to 'Aparelho de Raio X Digital' and a 'Comparar' button. Below, a table compares three models: VMI Compacto Plus DR 800, GE OPTIMA XR640, and Siemens Axiom Multix MT. The table includes technical specifications and their values for each model, with red highlighting indicating values below the ideal and green highlighting indicating values above the ideal.

Marca	VMI	GE	Siemens
Modelo	Compacto Plus DR 800	OPTIMA XR640	Axiom Multix MT
Inversor de 50 KHz ou maior	Não definido	Não definido	Não definido
Tensão mínima do tubo: 40 KV - Valor ideal (MAIOR)	30	40	40
Corrente mínima do tubo: 80 mA - Valor ideal (MAIOR)	50	10	0,5
Gerador: 80 KW ou maior - Valor ideal (MAIOR)	60	80	80

Figura 4: Comparação do Tipo de Produto (Raios-X).

A aplicação do SCTEM aos Aparelhos de Raios-X, proporcionou a especificação mínima com a descrição das marcas, modelos, tensões, entre outras informações técnicas. Consequentemente, a partir destes parâmetros é que o sistema compara de forma lógica, numérica ou textual os equipamentos de marcas diferentes e modelos semelhantes.

Ainda na Figura 4, como exemplo, tem-se na coluna da especificação que a tensão mínima do tubo deve ser maior que 40 kV, prontamente o sistema compara de forma lógica e numérica os parâmetros dos Aparelhos de Raios-X das marcas VMI, GE e *Siemens*. Portanto, a cor verde indica que os Aparelhos de Raios-X da marca GE e *Siemens* possuem o valor ideal solicitado de 40 kV, enquanto, a cor vermelha indica que o equipamento da marca VMI não atendeu a exigência.

De tal modo, todos os parâmetros relacionados aos Aparelhos de Raios- X podem ser facilmente especificados e comparados com maior precisão pelo sistema de forma a auxiliar profissionais da área de EC e de saúde.

4 | DISCUSSÃO

Por meio deste estudo foram realizadas as especificações e comparações dos Aparelhos de Raios-X envolvendo o uso de um sistema que permite a inserção dos parâmetros que caracterizam os EMs.

Essas especificações e comparações permitiram como resultado, a proposta de um processo de seleção de Aparelhos de Raios-X de acordo com as necessidades previamente cadastradas e, além disso, o sistema possibilita de forma transparente a visualização de todos os parâmetros previamente cadastrados dos EMs em estudo.

As dificuldades encontradas no processo de desenvolvimento do sistema SCTEM

refletem as dificuldades comuns a qualquer desenvolvimento de *software*, quando se aplicam metodologias de Engenharia de Programação. A primeira questão enfrentada foi à escolha da metodologia e das ferramentas de desenvolvimento a serem adotadas. As informações encontram-se representadas em HTML 5.0, *Java Script* e PHP5, por serem mais adequadas as constantes mudanças do sistema.

Na literatura atual, não foi encontrada pesquisa semelhante à realizada por este artigo. Existem diversas pesquisas sobre sistema de informações hospitalares, mas com outros focos, nenhuma preocupada em especificar ou comparar os EMs utilizando o desenvolvimento em *software* baseado na *Web*, sob o ponto de vista da Engenharia de Programa.

Dessa forma, a comparação dos resultados com outras pesquisas ficou restrita a alguns tópicos como na realizada na Universidade de Santa Catarina (UFSC) que resultou em apenas dois trabalhos satisfatórios. Um deles, o trabalho de Vergara, que menciona sobre os procedimentos de aquisição de EMs de dois setores específicos de uma EAS por meio de uma ferramenta computadorizada (GALEANO, 1999). O outro, o trabalho de Santos, que apresenta uma proposta de sistema para substituição de EMs (SANTOS, 2009).

Na pesquisa, detectou-se um baixo percentual de projetos na área médica em *software* baseado na *Web* que trate de EMs, isso sugere que é necessária uma maior divulgação da informática em saúde, tanto no meio acadêmico como no meio empresarial.

5 | CONCLUSÃO

A proposta para o projeto do SCTEM é uma primeira versão do sistema capaz de realizar uma solução em *software* que pode auxiliar na especificação ou comparação de EMs já registrados na ANVISA, no caso deste artigo o sistema foi aplicado a alguns Aparelhos de Raios-X. Este estudo tem como foco a apresentação da proposta de criação de um sistema de comparação técnica de EMs para auxiliar nas especificações ou escolhas mal feitas.

O processo de aquisição de EMs limita-se a algumas particularidades a serem observadas, contudo a especificação bem feita é a mais essencial, visto que a comparação técnica depende das informações básicas que nela deverá constar e, deste modo, definirá a melhor escolha do fornecedor e a melhor proposta para a aquisição.

REFERÊNCIAS

ANVISA. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. BIT – Boletim Informativo de Tecnovigilância. **Boas práticas de aquisição de equipamentos médico-hospitalares**. BIT nº 1. 2004.

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Ciência, Tecnologia e Insumos Estratégicos. Departamento de Ciência e Tecnologia. **Diretrizes metodológicas: elaboração de estudos para avaliação de equipamentos médicos assistenciais.** 2013

CHANG HU, et al. **Primary Discussion on Standardized Management of Purchasing Large Equipments for Measurement Technology Institution.** Physics Procedia 25. 1837 – 1844. 2012.

GALEANO, Júlio César Vergara. **Procedimentos de aquisição de equipamentos médico-assistenciais: uma ferramenta computadorizada de apoio.** 1999. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica)-Universidade Federal de Santa Catarina, Centro Tecnológico. Florianópolis-SC, 1999.

INFANTE, Maria; SANTOS, Maria Angélica Borges dos. **A organização do abastecimento do hospital público a partir da cadeia produtiva: uma abordagem logística para a área de saúde.** Ciência & Saúde Coletiva. 2007; v.12, p.945- 954.

JACOBS, Genésio José. **Compras e manutenções de equipamentos na área da saúde pública: aperfeiçoamento de contratos e eficácia da utilização** [internet]. 2009. Disponível em: <https://www.lume.ufrgs.br/bitstream/handle/10183/19169/000734773.pdf?sequ>> Acesso em: 20 Jul, 2018.

SANTOS, Francisco de Assis Souza dos. **Proposta de sistema para obtenção de indicador de apoio no processo de decisão de substituição de tecnologia médico-hospitalar.** 2009. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica)- Universidade Federal de Santa Catarina, Centro Tecnológico. Florianópolis-SC, 2009.

SOUZA, Antônio Artur de, et al. **Logística Hospitalar: um estudo de caso diagnóstico das dificuldades na gestão logística do setor de Engenharia Clínica.** Revista Eletrônica de Administração (Online). 2013; ISSN: 1679-9127 v. 12, n.1, ed. 22.

A NEW MEASURE TO EVALUATE SUBTHRESHOLD RESONANCE IN NEURONS

Rodrigo Felipe de Oliveira Pena

Universidade de São Paulo, Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Departamento de Física, Ribeirão Preto - São Paulo

Vinicius Lima Cordeiro

Universidade de São Paulo, Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Departamento de Física, Ribeirão Preto - São Paulo

Cesar Augusto Celis Ceballos

Universidade de São Paulo, Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Departamento de Física, Ribeirão Preto - São Paulo

Renan Oliveira Shimoura

Universidade de São Paulo, Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Departamento de Física, Ribeirão Preto - São Paulo

Antônio Carlos Roque da Silva Filho

Universidade de São Paulo, Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Departamento de Física, Ribeirão Preto - São Paulo

and bottom voltage responses under the presence of an oscillatory current. We define two new measures, namely depolarized impedance $Z^+(f)$ and hyperpolarized impedance $Z^-(f)$, which split the usual impedance profile into these voltage responses and show new response profiles of neurons when submitted to oscillatory currents. Our investigation with these measures with a biophysical model of a pyramidal cell present results demonstrating that when the amplitude of the oscillatory current is enhanced, asymmetrical responses appear. This suggests that a neuron can be sensitive not only to changes in the frequency of its synaptic inputs but also to other features not covered by other measures, and also that this sensitivity depends on intrinsic parameters of its ionic currents. Our theoretical results reproduce such a phenomenon which has been observed experimentally and we expect it to be useful in further studies of resonance in neurons.

KEYWORDS: resonance; computational modeling; subthreshold oscillations; biophysical model; pyramidal cell

ABSTRACT: The subthreshold resonance of a neuron is generally identified by the frequency by which there is a peak in the impedance profile. However, this measure does not take into account subtle differences among upper

1 | INTRODUCTION

The subthreshold resonance properties of neurons are usually measured by submitting a neuron to the so-called ZAP function. The ZAP function is a current with increasing frequency so that the response of the neuron can be studied systematically.

Interestingly, the neuronal response depends on the ionic combination embedded in the neuron (see Fig. 1).

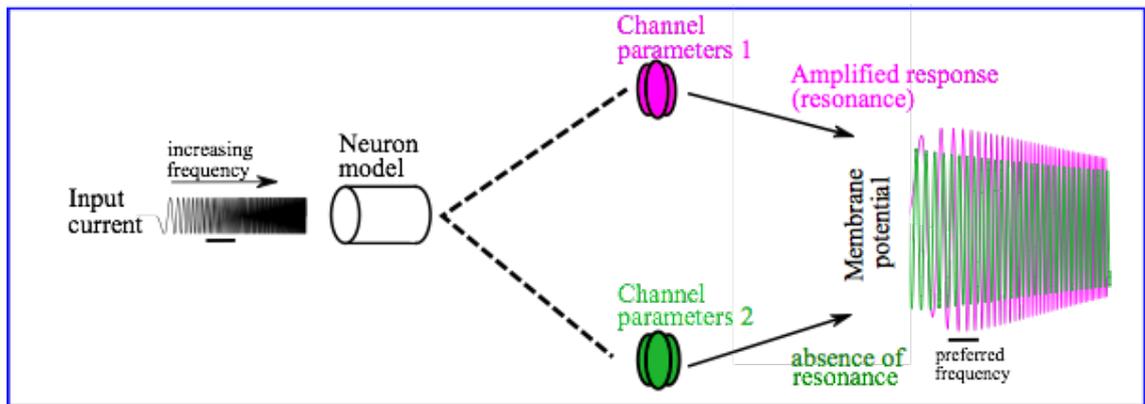


Figure 1. The problem of subthreshold resonance is usually approached with the application of an oscillatory current with increasing frequency (ZAP). Depending on the ionic current involved in the neuron, its response to a given input can be enhanced (resonance). Otherwise, the neuron usually presents a low-pass filtering behavior.

From the output, the impedance amplitude profile is constructed as the ratio of Fourier transforms of output and input: $Z(f) = \text{FFT}_{\text{out}} / \text{FFT}_{\text{in}}$ (HUTCHEON and YAROM, 2000; ROTSTEIN and NADIM, 2014). The resonance frequency corresponds to a peak in $Z(f)$. In general, for low amplitude (~ 10 pA) ZAP functions the voltage response oscillations are symmetric about a reference voltage line. However, there is evidence of asymmetric responses to ZAP functions, with non-coincident depolarizing and hyperpolarizing membrane resonance frequencies (FISCHER, LEIBOLD and FELMY, 2018). Here we study this effect for high amplitude ZAP functions (> 10 pA). To deal with the problem we propose two different measures than the usual $Z(f)$.

2 | METHODS

To tackle asymmetric voltage response oscillations, we propose two different measures than the usual ratio of Fourier transforms. We take the holding membrane potential (V_{hold}) as reference voltage line, so that voltages above it will be positive and voltages below it will be negative, and, for each frequency f , measure the magnitudes of the maximum (peak) and minimum (trough) voltage traces normalized by the ZAP current amplitude (Fig. 2). Let us call these two quantities, which depend on the frequency f and have dimensions of impedance, $Z^+(f)$ and $Z^-(f)$ respectively.

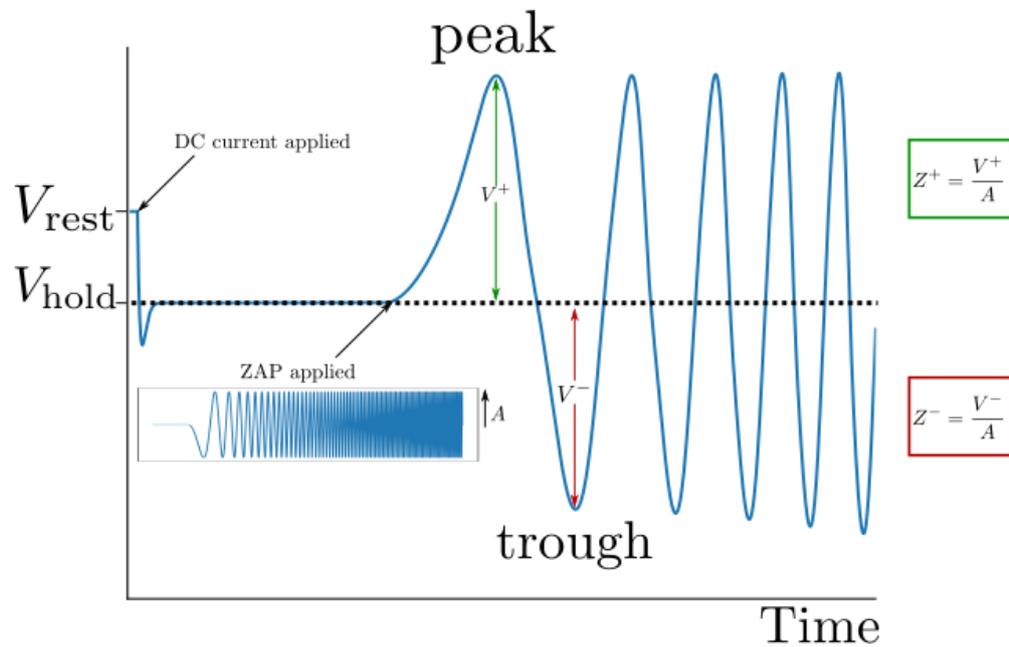


Figure 2. Method for calculation of $Z^+(f)$ and $Z^-(f)$. At the beginning of simulation the neuron is at the resting potential (V_{rest}). Shortly after that, the potential changes to the holding potential (V_{hold}), which is taken as reference (voltages above it are positive and voltages below it are negative). After the ZAP current is applied, the peaks $V^+(f)$ and troughs $V^-(f)$ of the voltage response are taken, and $Z^+(f)$ and $Z^-(f)$ are calculated as these respective quantities normalized by the ZAP amplitude A (see text).

We characterized how different ionic currents can affect $Z^+(f)$ and $Z^-(f)$ in a Hodgkin-Huxley type neuron model (the model was described by us elsewhere in Pena et al. 2018 and in Zemankovics et al. 2010). Two ionic currents were considered, delayed rectifier potassium (I_{kd}) and hyperpolarization-activated (I_h) current, modeled as described by Popischil et al. 2008. The problem was investigated with computational simulations of the neuron model submitted to a ZAP current.

3 | RESULTS

In Fig. 3 we show examples of $Z^+(f)$ (solid lines) and $Z^-(f)$ (dashed lines) measured from our simulations. For the low ZAP current amplitude ($A = 10$ pA; Figs. 3a and 3c), $Z^+(f)$ and $Z^-(f)$ are identical for the two combinations of ionic currents considered (only I_h or I_h and I_{kd}). This corresponds to symmetric voltage oscillation envelopes and to single resonance frequencies (coincident depolarizing and hyperpolarizing membrane resonances). On the other hand, for the high ZAP current amplitude ($A = 1$ nA; Figs. 3b and 3d), $Z^+(f)$ and $Z^-(f)$ display different behavior. Not only the depolarizing and hyperpolarizing membrane resonance peaks are different but, depending on the holding potential, a resonance peak can exist in $Z^-(f)$ (hyperpolarizing resonance) but not in $Z^+(f)$ (absence of depolarizing resonance). Interestingly, when I_{kd} and I_h are present together $Z^-(f)$ can feature two resonance peaks (see the small hump in the $Z^-(f)$ trace in

the zoom in Fig. 3d).

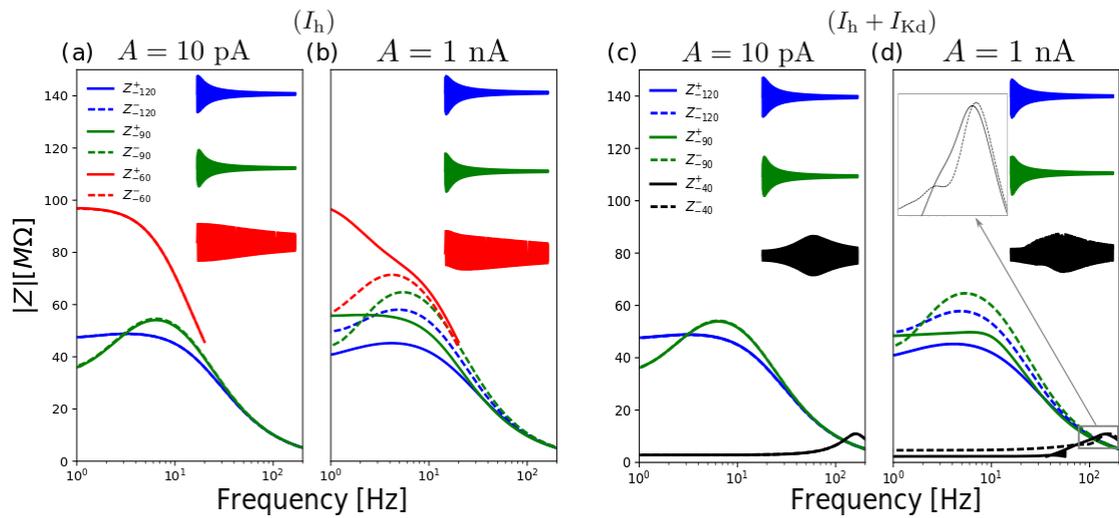


Figure 3. $Z^+(f)$ and $Z^-(f)$ curves for different ionic current combinations, ZAP current amplitudes and holding potential values. Panels (a) and (b) refer to neuron with only I_h currents while panels (c) and (d) refer to neuron with I_h and I_{Kd} currents. Solid lines show $Z^+(f)$ and dashed lines show $Z^-(f)$. Colors indicate the different values of holding potential: -120 mV (blue), -90 mV (green), -60 mV (red), and -40 mV (black). Titles above panels show ZAP current amplitude (10 pA or 1 nA). Insets show representative voltage responses to ZAP currents (colors are the same as for the holding potentials). In panel (d) a zoom of $Z^+(f)$ and $Z^-(f)$ is shown for voltage clamped at -40 mV and frequencies in the high end of the range considered.

For the case of high ZAP current amplitude, the differences between the depolarizing and the hyperpolarizing membrane resonance peaks and frequencies can be quantified as shown in Fig. 4. We define the difference between the resonance peaks of $Z^+(f)$ and $Z^-(f)$ as the resonance peak shift $\Delta Z = Z^+(\omega_{res}^+) - Z^-(\omega_{res}^-)$, and the difference between the corresponding resonance frequencies as the resonance frequency shift $\Delta\omega = \omega_{res}^+ - \omega_{res}^-$.

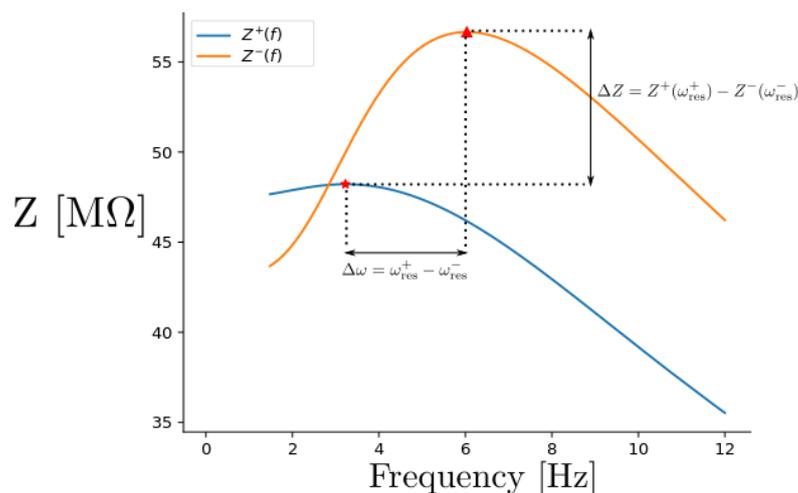


Figure 4. Resonance peak shift (ΔZ) and resonance frequency shift ($\Delta\omega$) definitions. The figure corresponds to ZAP current amplitude $A = 1$ nA (for ZAP current amplitude of 10 pA, $\Delta Z = \Delta\omega = 0$), and to the case with only I_h present and $V_{hold} = -94$ mV (this is the value for the largest $\Delta\omega$ observed by us). The resonance peak of $Z^+(f)$ is indicated by a red asterisk and the resonance peak of $Z^-(f)$ is indicated by a red triangle.

In our simulations, the $Z^+(f)$ and $Z(f)$ curves depend on the ionic currents involved and the holding potential value. To study the combined effect of an ionic current parameter (in this case the I_h time constant τ_h) and the holding potential value (V_{hold}) on ΔZ and $\Delta\omega$, we show in Fig. 5 the behavior of these two quantities in the two-dimensional diagram spanned by V_{hold} (in the abscissas axis) and τ_h (in the ordinates axis), the $V_{\text{hold}}-\tau_h$ diagram. Only cases where resonance peaks were observed for both $Z^+(f)$ and $Z(f)$ for the same V_{hold} and τ_h pair were considered. One can observe that both the current kinetics and the holding potential can change the resonance properties of $Z^+(f)$ and $Z(f)$.

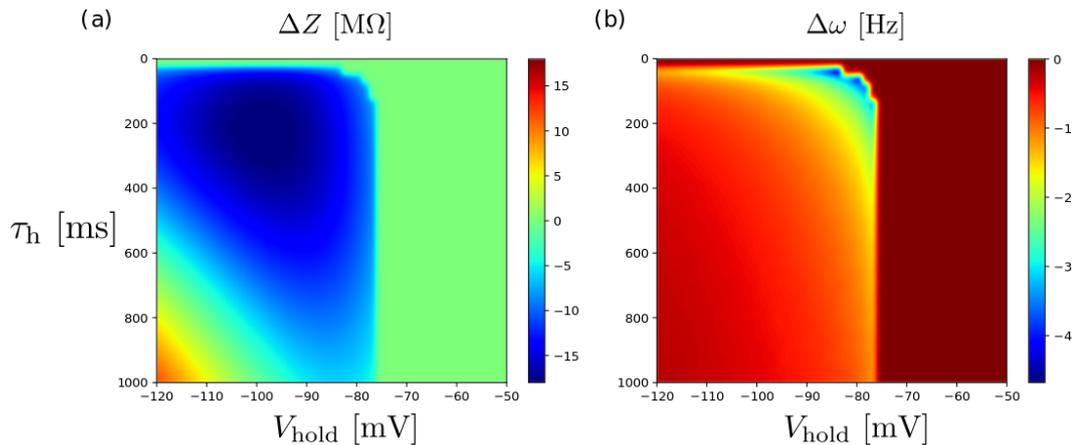


Figure 5. Characterization of the neuron's resonance behavior in the $V_{\text{hold}}-\tau_h$ diagram. Only the cases where both depolarizing and hyperpolarizing resonances were simultaneously observed were considered. Otherwise, ΔZ and $\Delta\omega$ were made equal to zero. (a) Behavior of the resonance peak shift ΔZ . (b) Behavior of the resonance frequency shift $\Delta\omega$. Color bars indicate the corresponding ΔZ and $\Delta\omega$ values. Data in this figure were generated for the case with only I_h present.

On the right-hand sides of the diagrams for ΔZ (Fig. 5a) and $\Delta\omega$ (Fig. 5b), $\Delta Z \approx 0$ and $\Delta\omega \approx 0$. This means nearly similar hyperpolarizing and depolarizing resonance magnitude peaks occurring at nearly the same frequency. In other words, symmetric voltage response profiles. On the other hand, on the left-hand side of the diagram for ΔZ , ΔZ changes from negative values to positive ones (passing through zero) as V_{hold} decreases and τ_h increases. So, there are two regions of the $V_{\text{hold}}-\tau_h$ diagram where the resonance profile is asymmetric: the upper part of the left-hand side and the left-hand corner. The left-hand corner is a region with small $\Delta\omega$ (Fig. 5b), indicating asymmetric resonance peaks for small frequency changes. The upper part of the left-hand side of the $V_{\text{hold}}-\tau_h$ diagram is a region where $\Delta\omega$ is relatively large (Fig. 5b), indicating asymmetric resonance peaks at well separated frequencies.

Therefore, there are two regions in the $V_{\text{hold}}-\tau_h$ diagram the neuron would be able to discriminate the frequency change $\Delta\omega$ of the input current based on its voltage response profile. In one of them, the sensitivity (measured as the magnitude of the asymmetric response divided by the magnitude of the frequency change) is high, and in the other the sensitivity is lower.

4 | DISCUSSION

Our simulation results suggest that a neuron can be sensitive to changes in the frequency of its synaptic inputs, and this sensitivity depends on intrinsic parameters of its ionic currents. It is known that changes in the kinetics of the I_h current are linked to several channelopathies such as epilepsy (GEORGE, 2004). This suggests a potential link between alterations in the I_h kinetics and alterations in neuronal sensitivity to input frequencies by means of asymmetric hyperpolarizing and depolarizing resonance responses.

Our theoretical results reproduce a phenomenon which has been observed experimentally (FISCHER, LEIBOLD and FELMY, 2018) suggesting that the extraction of the $Z^+(f)$ and $Z^-(f)$ quantities as defined here can be useful in further studies of resonance phenomena in neurons. In particular, these quantities could be used to characterize the differential response of neurons to inputs with different frequencies. Lastly, our simulation results also suggest that the negative impedance profile of a neuron can have two resonance peaks, which is a phenomenon that deserves further exploration.

5 | ACKNOWLEDGMENT

This work was produced as part of the activities of FAPESP Research, Dissemination and Innovation Center for Neuromathematics grant 2013/07699-0. VLC and RFOP are recipients of the respective FAPESP scholarships: 2017/05874-0 and 2013/25667-8. CCC is supported by a CAPES PhD scholarship. ACR is partially supported by the CNPq fellowship grant 306251/2014-0. RFOP and ACR are also part of the IRTG 1740/TRP 2015/50122-0, funded by DFG/FAPESP.

REFERÊNCIAS

FISCHER, Linda; LEIBOLD, Christian; FELMY, Felix. **Resonance Properties in Auditory Brainstem Neurons**. *Frontiers in Cellular Neuroscience*, v. 12, p. 8, 2018.

GEORGE JR, Alfred L. **Inherited channelopathies associated with epilepsy**. *Epilepsy Currents*, v. 4, n. 2, p. 65-70, 2004.

HUTCHEON, Bruce; YAROM, Yosef. **Resonance, oscillation and the intrinsic frequency preferences of neurons**. *Trends in Neurosciences*, v. 23, n. 5, p. 216-222, 2000.

PENA, Rodrigo FO et al. **Interplay of activation kinetics and the derivative conductance determines resonance properties of neurons**. *Physical Review E*, v. 97, n. 4, p. 042408, 2018.

POSPISCHIL, Martin et al. **Minimal Hodgkin–Huxley type models for different classes of cortical and thalamic neurons**. *Biological cybernetics*, v. 99, n. 4-5, p. 427-441, 2008.

ROTSTEIN, Horacio G.; NADIM, Farzan. **Frequency preference in two-dimensional neural**

models: a linear analysis of the interaction between resonant and amplifying currents. Journal of Computational Neuroscience, v. 37, n. 1, p. 9-28, 2014.

ZEMANKOVICS, Rita et al. **Differences in subthreshold resonance of hippocampal pyramidal cells and interneurons: the role of h-current and passive membrane characteristics.** The Journal of Physiology, v. 588, n. 12, p. 2109-2132, 2010.

REPEATABILITY OF GAIT RANGES OF MOTION IN THE PRESENCE OF STROKE

Vanessa Lucas dos Santos

Pontifícia Universidade Católica do Paraná,
Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em
Saúde
Curitiba – Paraná

Gisele Francini Devetak

Pontifícia Universidade Católica do Paraná,
Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em
Saúde
Curitiba – Paraná

Elisangela Ferretti Manffra

Pontifícia Universidade Católica do Paraná,
Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em
Saúde
Curitiba – Paraná

RESUMO: Encontrar medidas quantitativas para avaliar a marcha é um desafio, especialmente na presença de acidente vascular cerebral (AVC). Tais medidas podem ser clinicamente úteis somente se sua repetibilidade for conhecida, assim como o valor da mínima mudança detectável (MMD). As amplitudes de movimento (ADM) dos ângulos articulares durante a marcha pós-AVC são possíveis medidas de desfecho para avaliação do efeito de tecnologias de reabilitação, porém sua confiabilidade não é conhecida. O objetivo desse estudo é determinar a repetibilidade e MMD dessas amplitudes para as diferentes

fases da marcha e para os membros parético e não parético. Para tanto, foi realizada a coleta de ângulos articulares de 17 voluntários hemiparéticos com AVC (8 mulheres, 11 hemiparéticos à direita, idade de $54,9 \pm 10,5$ anos) em um laboratório de marcha, utilizando o sistema Motion Analysis. A repetibilidade das ADM dos ângulos de obliquidade pélvica, flexão de joelho, tornozelo e quadril foi determinada utilizando-se o coeficiente de correlação intra-classe (CCI). A repetibilidade entre dias pode ser excelente, com valores de ICC acima de 0,86 para todas as ADM, em ambas as fases da marcha e para os membros parético e não parético. Porém, os valores de MMD variam desde $0,41^\circ$ até $7,0^\circ$ e, para uma mesma articulação, apresentam diferenças entre membros. Conclui-se, portanto, que as ADM analisados apresentam confiabilidade suficiente para serem adotadas como medidas de desfecho, na avaliação de procedimentos clínicos, desde que sejam observados os valores de MMD ao analisar as mudanças entre os momentos pré e pós terapia.

PALAVRAS-CHAVE: Acidente vascular cerebral; marcha; biomecânica; repetibilidade.

ABSTRACT: Finding quantitative measures to evaluate gait is a challenge, especially in the presence of stroke. Such measures might be clinically useful only if their repeatability is

known, as well as the minimum detectable change (MDC) value. The range of motion (ROM) of the joint angles during gait after stroke are possible outcome measures to evaluate the effect of rehabilitation technologies, but their reliability is not known. The purpose of this study is to determine the repeatability and MDC of these ROM for the different gait phases and for the paretic and non-paretic limbs. To do this, the articular kinematic data was collected from 17 hemiparetic volunteers with stroke (8 females, 11 hemiparetic on the right, age 54.9 ± 10.5 years) in a gait laboratory using the Motion Analysis system. The repeatability of the ROM of the pelvic angles, knee, ankle and hip flexion was determined using the intra-class correlation coefficient (ICC). Repeatability between days can be considered excellent, with ICC values above 0.86 for all ROM, in both phases of gait and for the paretic and non-paretic limbs. However, the MDC values range from 0.41 to 7.0 and, for the same joint, have differences between limbs. We conclude, therefore, that the ROMs analyzed here exhibit sufficient reliability to be adopted as outcome measures, for assessing clinical interventions, provided that the MMD values are observed when analyzing the changes between moments pre and post therapy.

KEYWORDS: Stroke; gait; biomechanics; repeatability.

1 | INTRODUCTION

The hemiparetic gait pattern is commonly adopted after a stroke (KIM et al., 2016; SCHMID et al., 2013) secondary mechanisms are required. The aims of this systematic review were (1, and is associated with reduced gait velocity (YAVUZER et al., 2008; CARMO et al., 2012) and increased risk of falls (WEERDESTYEN et al., 2008). According to (AWAD et al., 2015) 42 individuals with chronic hemiparesis (>6 months poststroke, the synergy pattern exhibited by post-stroke individuals affects the gait in a way that the more asymmetrical the gait, the slower the speed and the higher the energy expenditure. Furthermore, the gait after stroke exhibits reduced range of motion (ROM) of hip, knee flexion and ankle joints on the paretic side (MACLELLAN et al., 2013; SHEFFLER AND CHAE, 2015), in comparison to normal. The cadence, stride length (CHEN et al., 2005) healthy controls at matched speeds. The hemiparetic subjects walked on the treadmill at their comfortable speeds, while each control walked at the same speed as the hemiparetic subject with whom he or she was matched. Kinematic and insole pressure data were collected from multiple, steady-state gait cycles. A large set of gait differences found between hemiparetic and non-disabled subjects was consistent with impaired swing initiation in the paretic limb (i.e., inadequate propulsion of the leg during pre-swing, increased percentage swing time, and reduced knee flexion at toe-off and mid-swing in the paretic limb, step length and single support are reduced (CARMO et al., 2012), while the swing phase (CARMO et al., 2012; AWAD et al., 2015) 42 individuals with chronic hemiparesis (>6 months poststroke, RINALDI AND MONACO, 2013) while homologous participants walked at two fixed speeds.

nMETHODS: Five patients with left and five with right chronic hemiparesis, characterized by similar level of motor functioning, were enrolled. Ten non-disabled volunteers were recruited as matched control group. Spatio-temporal parameters, and intralimb thigh-leg and leg-foot coordination patterns were used to compare groups while walking on a treadmill at 0.4 and 0.6 m/s. The likelihood of Continuous Relative Phase patterns between healthy and hemiparetic subjects was evaluated by means of the root mean square of the difference and the cross correlation coefficient. The effects of the group (i.e., healthy vs. hemiparetics) is increased on the paretic side.

Many of the abovementioned gait characteristics were observed using the kinematic gait analysis, which allows obtaining angular and linear data to characterize gait impairment with relatively good precision and objectivity. However, the analysis is complex since there is a large number of joints and segments in several planes (BAKER, 2013). In order to produce simple measures that can be useful for clinical assessment, one can extract parameters from the trajectories of kinematic and of kinetic variables (BAKER, 2007).

As a matter of fact, such parameters have been defined and studied in the literature to describe the characteristics of the hemiparetic gait (CARMO et al., 2012; LUCARELLI AND GREVE, 2006; CHEN et al., 2003). The peak values of angular trajectories of stroke subjects walking at self-selected speed have been analyzed and it has been found that faster walkers compensated for poor knee flexion and ankle dorsiflexion with larger amounts of circumduction (STANHOPE et al., 2015).

A previous study (KERRIGAN et al., 2000) defined twelve peak parameters to characterize circumduction and hip hiking by comparing them to those of healthy subjects. It has been found that hemiparetic subjects had smaller range of motion (ROM) of hip, knee and ankle angles than healthy subjects, while the range of motion of the pelvic angle was larger (CHEN et al., 2003). More recently (CARMO et al., 2012) assessed the ROM of upper and lower limb joint angles in the sagittal, frontal and transverse planes during de hemiparetic gait.

The aforementioned studies have parametrized the gait angle curves using peak values, time to peak values, or/and excursions. Such parameters might be relevant in clinical practice, if their repeatability and minimal detectable change (MDC) are known. Measures with high repeatability are more suitable for clinical assessments as their changes will be less sensitive to measurement error or natural variability (WEIR, 2005). In the study of (YAVUZER et al., 2008) the authors found high repeatability of some kinematic parameters, that include hip and knee flexion in the swing phase and ankle flexion in both phases. However, they focused only in the paretic limb and performed the two measurements in the same day. Previous studies that investigated the repeatability of the summary measures from kinematic angles of stroke patients (DEVETAK et al., 2016; CORREA et al., 2017) found out that there are differences between repeatability of the paretic (P) and non-paretic (NP) limbs and different. Moreover, the repeatability between days is more clinically relevant as, when assessing

the effects of an intervention, the therapists must take the patients to the lab in different days. The repeatability of other kinematic parameters (CATY et al., 2009; KESAR et al., 2011) have also been investigated but assessed walking on a treadmill. Given the differences between gait patterns on ground and on treadmill (YANG et al., 2015), the repeatability obtained observing the gait on a treadmill, cannot be assumed to be the same over ground.

In summary, even though the ROM of lower limb joints are parameters with potential clinical interest, as they are influenced by strength training and interventions for spasticity, their repeatability and minimal detectable change (MDC) are not known for gait after stroke. In this context, the main aim of this study was to determine the repeatability and to estimate the MDC of the ROM of pelvic angle in the frontal plane, and hip, knee and ankle in the sagittal plane for paretic and non-paretic limb during the gait of post-stroke subjects. We also addressed the differences in the amplitudes of the paretic and the non-paretic lower limbs.

2 | METHOD

Gait data was collected at Ana Carolina Moura Xavier Rehabilitation Center (CHR) after approval by the Ethics and Research Committee of the Pontifical Catholic University of Paraná.

The sample consisted of 17 subjects diagnosed with unilateral stroke, confirmed by computed tomography or magnetic resonance imaging. Inclusion criteria were: age above than 18 years old; understand the instructions for accomplishing gait analysis; and to have the ability to walk 10 m without assistance from another person. Exclusion criteria were: bilateral stroke; other neurological disease; severe musculoskeletal disorders; and orthopedic surgery in the last 6 months. The following clinical characteristics were assessed by a physiotherapist: spasticity of the plantar flexors of the paretic limb, according to the modified Ashworth Scale [26]; degree of independency during gait, evaluated with the Functional Ambulation Category (FAC) (MEHRHOLZ et al., 2007); and functional postural control, evaluated with the Berg Balance Scale (MIYAMOTO et al., 2004). The clinical and demographic characteristics of the sample are detailed in Table 1.

Gender (F/M)	8/9
Age (years)	54.9 ± 10.5
Paretic side (L/R)	11/6
Stroke Etiology (I/H)	11/6
Time after stroke (months)	6.1 ± 3.5
Body mass (kg)	68.1 ± 9.0
Body height (cm)	163.0 ± 8.0
FAC Level (3/4/5)	6/6/5

Score of Berg Balance Scale	36.6 ± 11.6
Aswhorth (0/1/2/3/4)	3/6/2/5/1
Proprioception P limb (Normal/Absent)	1/13/3
Proprioception NP limb (Normal/Absent)	1/13/3

TABLE 1. Characteristics of the sample (n=17). Continuous values are expressed as mean ± standard deviation.

Note: M. male; F. female; R. right; L. Left; H. hemorrhagic; I. ischemic.

Participants underwent two sessions of 3D gait analysis (test and retest), 2 to 7 days apart from each other. In each session, the same experienced rater placed reflective markers on the anatomical landmarks of the participants, according to the Helen Hayes marker set. The participants were, then, instructed to walk on a 10 m walkway for six times (trials), barefoot at a self-paced speed. A rest between trials was allowed if necessary.

Kinematic data were collected with the help of a motion capture system (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA), with 6 infrared digital cameras at a sampling frequency of 60Hz. Data was low-pass filtered with a cut-off frequency of 6 Hz using a fourth-order digital Butterworth filter. All data were processed using Cortex® and OrthoTrak® softwares.

A skilled engineer identified the instants when each foot touched and set off the ground, by inspecting the motion of the stick figure frame by frame. Data from two consecutive strides of the first four trials were used in the analysis.

We calculated the ranges of motion of the following angles: pelvic obliquity (in the frontal plane), hip flexion/extension, knee flexion/extension, and ankle dorsi/plantarflexion. Angular ROM or amplitude during each gait phase was defined as the difference between the maximum and minimum angle values reached during that phase. Calculations were performed using a routine written in Matlab®.

Statistical analysis was performed using the SPSS statistical package, version 21.0 (SPSS Inc., Armonk, NY), with significance level of 0.05. Normality of data and homogeneity of variances were verified using the Shapiro-Wilk and Lèvene tests, respectively. The amplitudes obtained in each phase for paretic limb (PL) and for non-paretic limb (NPL) sides were compared using the T-Student or Wilcoxon test, according to data normality.

The repeatability was estimated using the two-way mixed intra-class correlation coefficient (ICC), according to (WEIR, 2005)J.P. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. J. Strength Cond. Res. 19(1, with a confidence interval of 95%. The ICC was calculated for data collected on the same day (intraday) and for data collected on different days (inter-days).

Eight strides were used for calculating de intraday ICC both for the test and for retest session. For calculating the inter-days repeatability, we averaged the values of the 8 strides of each day and used the averages to calculate the ICC.

The presence of systematic error was investigated using ANOVA or Kruskal-Wallis test, depending on the normality of data, as recommended by (WEIR, 2005).

The standard error of measurement (SEM) was estimated from the inter-day ICC, according to expression 1 (WEIR, 2005).

$$SEM = SD * \sqrt{1 - ICC} \quad (1)$$

Where SD is the standard deviation of the all 16 values: 8 from the test and 8 from the retest session.

Finally, the Minimal Detectable Change (MDC) was obtained from the SEM, according to equation 2 from (WEIR, 2005). J.P. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. J. Strength Cond. Res. 19(1).

$$MDC = SEM * 2,11 * \sqrt{2} \quad (2)$$

3 | RESULTS

The ROM obtained during test and retest sessions are reported in table 2. It is possible to observe that hip flexion/extension for PL and NPL differed only during the support phase, while those of the knee differed in both phases and those of the ankle exhibited no difference between limbs.

ROM	Limb	Test				Retest			
		Support		Swing		Support		Swing	
		Mean (SD)	p-value						
Pelvic Obliquity (°)	P	5.64 (0.61)	0.035	0.81 (0.31)	0.092	5.64 (0.31)	0.019	0.92 (0.36)	0.070
	NP	6.63 (0.46)		0.58 (0.26)		6.17 (0.51)		0.62 (0.21)	
Hip flexion (°)	P	18.85 (0.83)	0.000	19.18 (1.25)	0.230	19.34 (0.70)	0.000	20.05 (0.83)	0.218
	NP	32.58 (1.21)		24.45 (0.90)		33.74 (0.57)		25.17 (0.91)	
Knee flexion (°)	P	29.52 (1.34)	0.000	30.29 (3.19)	0.000	30.29 (3.19)	0.000	31.12 (3.13)	0.000
	NP	38.86 (0.83)		43.53 (4.60)		43.53 (4.60)		44.37 (5.12)	
Ankle flexion (°)	P	19.60 (1.25)	0.726	9.12 (1.27)	0.068*	20.31 (1.37)	0.381	9.26 (2.24)	0.066
	NP	20.28 (0.93)		12.23 (0.94)		22.11 (1.21)		13.36 (1.39)	

Table 2: Values of the ROM for test and retest sessions.

Note: SD means standard deviation, P means paretic, NP means nonparetic. The p-values were calculated with the Student's t-test or the Wilcoxon test (*).

Systematic error was detected in the retest session, when three of the volunteers had values of knee flexion/extension ROM markedly different among the strides, as depicted in Figure 1.

The values of ICC corresponding to intraday repeatability from test and retest sessions are in Table 3 and those corresponding to the inter-days, in Table 4. It is possible to see the effect of the systematic error on the value of the ICC of the knee angle, of the NP limb, during the swing phase.

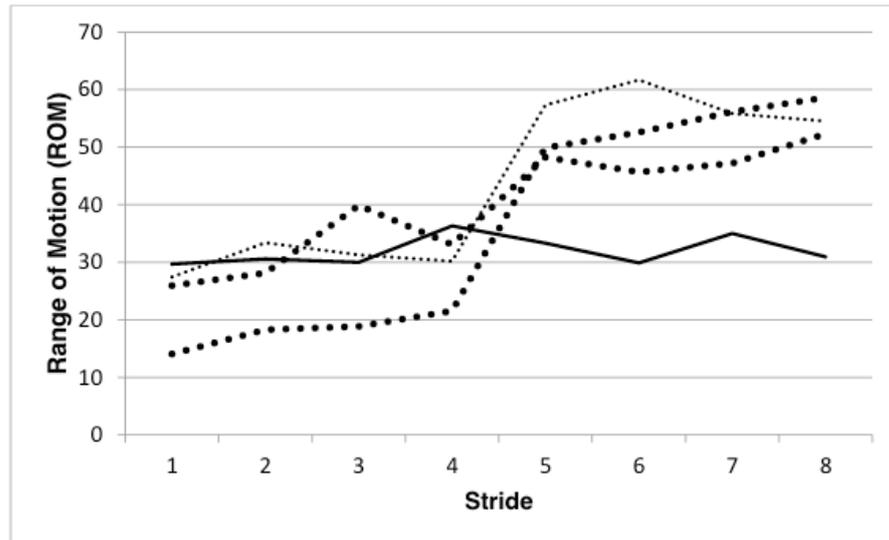


Figure 1: ROM values of the knee during swing phase for each stride of the retest session of the volunteers 7,14,15 which presented systematic error (dashed and dotted lines) and of volunteer 1 (solid line), which is similar to the other volunteers.

	Test		Retest		
	Support phase ICC (CI)	Swing phase ICC (CI)	Support phase ICC (CI)	Swing phase ICC (CI)	
r	Pelvic	0.843	0.924	0.846	0.934
	obliquity	(0.733-0.929)	(0.863-0.967)	(0.737-0.930)	(0.880-0.971)
	Hip	0.854	0.901	0.837	0.927
	flex/ext	(0.749-0.934)	(0.824-0.956)	(0.724-0.926)	(0.869-0.968)
	Knee	0.817	0.750	0.841	0.797
	flex/ext	(0.694-0.915)	(0.570-0.878)	(0.728-0.927)	(0.652-0.907)
	Ankle	0.870	0.839	0.869	0.731
	dorsi/plant	(0.774-0.942)	(0.727-0.927)	(0.773-0.941)	(0.576-0.869)

NP	Pelvic obliquity	0.880 (0.790-0.946)	0.858 (0.756-0.936)	0.812 (0.687-0.913)	0.916 (0.849-0.963)
	Hip	0.917 (0.851-0.964)	0.947 (0.902-0.977)	0.946 (0.900-0.977)	0.943 (0.896-0.976)
	Knee	0.747 (0.597-0.878)	0.604 (0.405-0.796)	0.765 (0.620-0.888)	0.463 (0.297-0.717)
	Ankle dorsi/plant	0.702 (0.538-0.853)	0.688 (0.522-0.845)	0.738 (0.585-0.873)	0.712 (0.551-0.859)

Table 3: Values of ICC intra-day and their 95% confidence intervals (CI) for test and retest session paretic (P) and nonparetic (NP) limbs.

In table 4 it is possible to observe that the values of ICC inter-days is larger than those intra-days.

		Support Phase			Swing Phase		
		ICC (CI)	SEM	MDC (°)	ICC (CI)	SEM	MDC (°)
P	Pelvic obliquity	0.970 (0.919-0.989)	0.41	1.24	0.988 (0.967-0.996)	0.32	0.95
	Hip flex/ext	0.968 (0.915-0.988)	1.05	3.12	0.977 (0.936-0.991)	1.36	4.07
	Knee flex/ext	0.931 (0.815-0.975)	1.97	5.87	0.959 (0.888-0.985)	2.12	6.33
	Ankle dorsi/plant	0.945 (0.852-0.980)	1.68	5.02	0.960 (0.889-0.986)	1.10	3.27
NP	Pelvic obliquity	0.908 (0.751-0.966)	0.80	2.40	0.983 (0.953-0.994)	0.20	0.59
	Hip flex/ext	0.928 (0.807-0.974)	2.36	7.03	0.978 (0.940-0.992)	1.71	5.10
	Knee flex/ext	0.914 (0.759-0.969)	1.84	5.49	0.961 (0.894-0.986)	1.74	5.19
	Ankle dorsi/plant	0.871 (0.589-0.956)	1.81	5.39	0.863 (0.632-0.950)	1.74	5.18

Table 4: Values of ICC inter-days with their 95% confidence intervals (CI), of the standard error of measurement (SEM) and of the minimal detectable change (MDC), for test and retest session paretic (P) and nonparetic (NP) limbs.

4 | DISCUSSION

With the analysis of gait carried out in the present study we intended to contribute

with the literature by determining the values of the ROM and of its repeatability for the paretic and nonparetic limb, as well as identifying differences between limbs.

First, we have found that there was no difference between ROM of the paretic and the nonparetic limbs for the pelvic obliquity and hip flexion during the swing phase and for the ankle dorsiflexion during both phases (Table 2). Although this result might seem counter-intuitive, it is in accordance with previous studies that identified that curves of joint angles of both P and NP limbs present abnormalities (OLNEY AND RICHARDS, 1996; KIM AND ENG, 2008; DEVETAK et al., 2016; CORREA et al., 2017) the aim of this study was to determine the reliability and Minimum Detectable Change (MDC, due to the compensatory mechanisms (CHEN et al., 2005) healthy controls at matched speeds. The hemiparetic subjects walked on the treadmill at their comfortable speeds, while each control walked at the same speed as the hemiparetic subject with whom he or she was matched. Kinematic and insole pressure data were collected from multiple, steady-state gait cycles. A large set of gait differences found between hemiparetic and non-disabled subjects was consistent with impaired swing initiation in the paretic limb (i.e., inadequate propulsion of the leg during pre-swing, increased percentage swing time, and reduced knee flexion at toe-off and mid-swing in the paretic limb; KERRIGAN et al., 2000) and/or because subtle motor and sensory deficits in the nonparetic side of the body after an unilateral stroke (SON et al., 2013; YANG et al., 2015).

Moreover, the results of (PAILLARD et al., 2010) indicated that the presence of fatigue mainly occurs in the unaffected side, caused by the effort to compensate the deficits of the other side. Actually, the relevance of compensations during hemiparetic gait, mainly the circumduction and the pelvic elevation, has been discussed extensively in the literature (CHEN et al., 2003; YAVUZER et al., 2008; CATY et al., 2009; CARMO et al., 2012; STANHOPE et al., 2015) and our results indicate that the ROM of the corresponding joints might be used as measures to investigate them. On the other hand, differences between ROM of P and NP limbs have been found for knee joint in both phases and for pelvic and hip joints during support phase (Table 2). Considering the knee, specifically, the ROM is much smaller in the paretic limb due to the limited capacity of knee flexors in lifting the leg against gravity. All these results are consistent with the study of (KERRIGAN et al., 2000), who described the gait pattern of post-stroke hemiparetic subjects, in which the circumduction is commonly present, as well as changes in knee flexion and extension and ankle dorsiflexion reported by (CRUZ et al., 2008; ALLEN et al., 2014). In order to discuss the repeatability, it is necessary to establish standards to evaluate our results. Even though there is no consensus in the literature about the classification of ICC values, we will adopt the one proposed by (FLEISS, 1987) in which ICC values lower than 0.40 denote poor repeatability, values between 0.40 and 0.75, moderate to good repeatability, and above 0.75, excellent repeatability. In this way, according to table 3, almost all variables exhibited intraday ICC values ranging from 0.70 to 0.94, corresponding to moderate or excellent repeatability.

Moreover, in general, ICC values were similar in test and retest sessions (table 3), evidencing the same intraday behavior of the variables under analysis. The exception is the ICC value for NPL knee in swing phase, with ICC value of about 0.46. This result is due to the systematic error during swing phase in retest session, identified by ANOVA test, and presented in Figure 1.

Considering the ICC values in Table 4, it can be said that the inter-day repeatability was excellent irrespective of the joint or gait phase. Inter-day repeatability was better than intra-day one because we have used the average of eight strides to calculate the former one, similarly to what was done in (CORREA et al., 2017) where the same behavior was observed. Curiously, the joint with the worse ICC values was the ankle of the NP limb, what might be related to the exaggerate propulsion of non-paretic limb to compensate the abnormal ankle dorsiflexion at toe-off (ÖKEN et al., 2005). In a similar study (KESAR et al., 2011), the ICC and MDC were calculated for the peak values of hip, knee and ankle flexion, during the swing phase of hemiparetic gait. Their results indicated moderate to excellent repeatability, with ICC values smaller than those we obtained here, even though, that study was conducted on a treadmill, what should reduce variability in gait execution. Therefore, we consider that the ROM are more reliable variables than the peaks.

Although ICC is usually reported in studies of repeatability, SEM and MDC are more important and useful from the clinical point of view. These measures will allow to estimate of real changes for one individual, as they are not influenced by between-subject variability (WEIR, 2005). SEM determines the difference between the real value of variables and the value obtained in one measurement for each subject. MDC plays a similar role when the differences between two measurements must be considered. Regarding all the measurements, the results showed MDC values reaching values of up to 7°, but most of joints presented MDC values close to 5° or smaller.

The differences between the results of gait analysis in the present study and in the available literature may result from different measurement conditions, varying specifications of the gait laboratories, or from the methods used for data collection and processing. Additionally, one possible limitation of this study is the imbalance in the number of subjects with hemiparesis at the right and at the left side. We recognize that ideally one should have a balanced sample regarding this criterium as the lesions in different hemispheres will lead to different deficits.

5 | CONCLUSION

In summary, repeatability between days can be considered excellent, with ICC values above 0.86 for all ROM, in both phases of gait and for the paretic and non-paretic limbs. However, the MDC values range from 0.41 to 7.0 and, for the same joint, exhibit differences between limbs.

We conclude, therefore, that the ROMs analyzed here exhibit sufficient reliability to be adopted as outcome measures, for assessing clinical interventions, provided that the MMD values are observed when analyzing the changes between moments pre and post therapy.

REFERENCES

- ALLEN J.L., KAUTZ S.A., NEPTUNE R.R., Forward propulsion asymmetry is indicative of changes in plantarflexor coordination during walking in individuals with post-stroke hemiparesis, **Clin. Biomech.**, v.29, p.1883–1889, 2014.
- AWAD L.N., PALMER J.A., POHLIG R.T., BINDER-MACLEOD R.T., REISMAN D.S., Walking Speed and Step Length Asymmetry Modify the Energy Cost of Walking After Stroke, **Neurorehabil. Neural Repair**, v.29, p. 416–423, 2015.
- BAKER R., **Measuring Walking: A Handbook of Clinical Gait Analysis**, 2013.
- BAKER R., The history of gait analysis before the advent of modern computers, **Gait & Posture**, v. 26, p. 331–342, 2007.
- CARMO A.A., KLEINER A.F.R., LOBO DA COSTA P.H., BARROS R.M.L., Three-dimensional kinematic analysis of upper and lower limb motion during gait of post-stroke patients, **Brazilian J. Med. Biol. Res**, v.45, p.537–545, 2012.
- CATY G.D., DETREMBLEUR C., BLEYENHEUFT C., LEJEUNE T.M., Reliability of lower limb kinematics, mechanics and energetics during gait in patients after stroke, **J. Rehabil. Med.**, v.41, p.588–590, 2009.
- CHEN C.-L., CHEN H.-C., TANG S.F.-T., WU C.-Y., CHENG P.-T., HONG W.-H., Gait Performance with Compensatory Adaptations in Stroke Patients with Different Degrees of Motor Recovery, **Am. J. Phys. Med. Rehabil.** v.82, p. 925–935, 2003.
- CHEN G., PATTEN C., KOTHARI D.H., ZAJAC F.E., Gait deviations associated with post-stroke hemiparesis: Improvement during treadmill walking using weight support, speed, support stiffness, and handrail hold, **Gait & Posture**, v. 22, p. 57–62, 2005.
- CHEN G., PATTEN C., KOTHARI D.H., ZAJAC F.E., Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds, **Gait & Posture**, v. 22, p. 51–56, 2005.
- CORREA K.P., DEVETAK G.F., MARTELLO S.K., DE ALMEIDA J.C., PAULETO A.C., MANFFRA E.F., Reliability and Minimum Detectable Change of the Gait Deviation Index (GDI) in post-stroke patients, **Gait & Posture**, v. 53 p. 29–34, 2017.
- CRUZ T.H., LEWEK M.D., DHAHER Y.Y., Biomechanical impairments and gait adaptations post-stroke: Multi-factorial associations, **J. Biomech.**, v.141, p.520–529, 2008.
- DEVETAK G.F., MARTELLO S.K., DE ALMEIDA J.C., CORREA K.P., IUCKSCH D.D., MANFFRA E.F., Reliability and minimum detectable change of the gait profile score for post-stroke patients, **Gait & Posture**, v. 49, p.382–387, 2016.
- FLEISS J.L., **The design and analysis of clinical experiments**, 1987.
- KERRIGAN D.C., FRATES E.P., ROGAN S., RILEY P.O., Hip Hiking and Circumduction, **Am. J. Phys.**

Med. Rehabil., v.79, p.247–252, 2000.

KERRIGAN D.C., FRATES E.P., ROGAN S., RILEY P.O., Hip Hiking and Circumduction, **Am. J. Phys. Med. Rehabil.**, v.79, p.247–252, 2000.

KESAR T.M., BINDER-MACLEOD S.A., HICKS G.E., REISMAN D.S., Minimal detectable change for gait variables collected during treadmill walking in individuals post-stroke, **Gait & Posture**, v.33, p.314–317, 2011.

KIM C.M., ENG J.J., Magnitude and pattern of 3D kinematic and kinetic gait profiles in persons with stroke: Relationship to walking speed, **Disabil Rehabil.**, v.49, p.743–750, 2008.

KIM, H., CHUNG, S., CHOI, M., Primary and secondary gait deviations of stroke survivors and their association with gait performance, **J. Phys. Ther. Sci. Orig.**, v.28, p. 2634–2640, 2016.

LUCARELI P.R.G., GREVE J.M.D., Alteration of the load-response mechanism of the knee joint during hemiparetic gait following stroke analyzed by 3-dimensional kinematic., **Clinics**, São Paulo, v. 61, p. 295–300, 2006.

MACLELLAN M.J., RICHARDS C.L., FUNG J., MCFADYEN B.J., Use of Segmental Coordination Analysis of Nonparetic and Paretic Limbs During Obstacle Clearance in Community-Dwelling Persons After Stroke, **PM R**. v.5 p. 381–391, 2013.

MEHRHOLZ J., WAGNER K., RUTTE K., MEIBNER D., POHL M., Predictive Validity and Responsiveness of the Functional Ambulation Category in Hemiparetic Patients After Stroke, **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, v.88, p.1314–1319, 2007.

MIYAMOTO S.T., LOMBARDI I., BERG K.O., RAMOS L.R., NATOUR J., Brazilian version of the Berg balance scale, **Brazilian J. Med. Biol. Res.**, v.37, p.1411–1421, 2004.

OLNEY S.J., RICHARDS C., Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics, **Gait & Posture**, v.4, p.136–148, 1996.

PAILLARD T., CHAUBET V., MAITRE J., DUMITRESCU M., BOREL L., Disturbance of contralateral unipedal postural control after stimulated and voluntary contractions of the ipsilateral limb, **Neurosci. Res.**, v.68, p.301–306, 2010.

RINALDI L.A., MONACO V., Spatio-temporal parameters and intralimb coordination patterns describing hemiparetic locomotion at controlled speed, **J. Neuroeng. Rehabil.**, v.10, p.53, 2013.

SCHMID S., SCHWEIZER K., ROMKES J., LORENZETTI S., BRUNNER R., Secondary gait deviations in patients with and without neurological involvement: A systematic review, **Gait & Posture**, v.37, p. 480–493, 2013.

SHEFFLER L.R., CHAE J., Hemiparetic Gait, **Phys. Med. Rehabil. Clin. N. Am**, v.26, p.611–623, 2015.

SON S.M., KWON Y.H., LEE N.K., NAM S.H., KIM K., Deficits of Movement Accuracy and Proprioceptive Sense in the Ipsi-lesional Upper Limb of Patients with Hemiparetic Stroke., **J. Phys. Ther. Sci.**, v.25, p.567–9, 2013.

STANHOPE V. A., KNARR B.A., REISMAN D.S., JILL S., Frontal plane compensatory strategies associated with self- selected walking speed in individuals post-stroke, **Clin. Biomech.**, v.29, p. 518–522, 2015.

WEERDESTEYN V., DE NIET M., VAN DUIJNHOVEN H.J.R, GEURTS A.C.H., Falls in individuals with stroke, **J. Rehabil. Res. Dev.**, v.45, p.1195, 2008.

WEIR J.P., Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM, **J. Strength Cond. Res.**, v.19, p.231–240, 2005.

YANG G., SAU C., LAI W., CICHON J., LI W., Comparison of Motor Control Deficits During Treadmill and Overground Walking Post-stroke, **Neurorehabil. Neural Repair**, v. 344, p.1173–1178, 2015.

YAVUZER G., ÖKEN O., ELHAN A., STAM H.J., Repeatability of lower limb three-dimensional kinematics in patients with stroke, **Gait & Posture**, v.27, p.31–35, 2008.

YAVUZER G., ÖKEN Ö., ELHAN A., STAM H.J., Repeatability of lower limb three-dimensional kinematics in patients with stroke, **Gait & Posture**, v.27, p.31–35, 2008.

AVALIAÇÃO DA RESPOSTA DA FREQUÊNCIA CARDÍACA DE ADULTOS DURANTE TESTE CARDIOPULMONAR

Elisângela de Andrade Aoyama

Universidade de Brasília, Brasília, Brasil

Vera Regina Fernandes da Silva Paz

Universidade de Brasília, Brasília, Brasil

Marília Miranda Forte Gomes

Universidade de Brasília, Brasília, Brasil

RESUMO: A resposta da frequência cardíaca é considerada o melhor parâmetro para monitorar a intensidade do trabalho do coração, tornando-se ferramenta indispensável na prescrição individualizada do exercício físico e para a clínica, com intuito de elucidar as causas e os riscos de morbimortalidade desencadeados por sua oscilação caracterizada por arritmias fatais. O teste de exercício máximo ou teste ergométrico é utilizado para avaliar possíveis alterações cardiovasculares e identificar vários marcadores metabólicos. Este teste associado a um ergoespirômetro permite coletar e analisar os gases inspirados e expirados e obter importantes marcadores metabólicos como o limiar anaeróbio e o ponto de compensação ventilatória. Estes limiares podem ser identificados também por meio da análise da resposta da frequência cardíaca durante o exercício físico, tornando-se um método mais prático e menos dispendioso comparativamente a ergoespirometria. Este trabalho apresenta como objetivos identificar mudanças na curva

de resposta da frequência cardíaca de adultos, durante teste cardiopulmonar e identificar o limiar anaeróbio e o ponto de compensação ventilatória, empregando ferramenta estatística. Os dados para análise foram obtidos por meio da aplicação do teste cardiopulmonar, realizado em dois homens, na faixa etária entre 40 e 60 anos. Primeiramente estes voluntários foram submetidos a uma avaliação e anamnese, para estimar a função cognitiva, risco para queda, capacidade física e funcional, os níveis de atividade física e grau de dependência. Os dados resultantes da aplicação dos testes serão compilados e analisados utilizando modelagem estatística, para a verificação de curva de frequência cardíaca em adultos durante teste cardiopulmonar.

PALAVRAS-CHAVE: Exercício Físico, Frequência Cardíaca, Limiar Anaeróbio, Teste de esforço.

ABSTRACT: The heart rate response is considered the best parameter to monitor the intensity of work of heart, becoming indispensable tool in individualized prescription of physical exercise and the clinic, in order to elucidate the causes and risks of morbidity and mortality triggered by its oscillation characterized in fatal arrhythmias. The maximal exercise test or treadmill test is used to evaluate cardiovascular abnormalities and identify

various metabolic markers. This test associated with aergspirometer lets you collect and analyze the inspired and expired gases and obtain important metabolic markers such as anaerobic threshold and the respiratory compensation point. These thresholds may also be identified through the analysis of heart rate response during exercise, making it a more practical and less expensive method compared to spirometry. This work has the objective to identify changes in the response curve of heart rate in adults during cardiopulmonary exercise testing and identify the anaerobic threshold and the respiratory compensation point, using statistical tool. The data for analysis were obtained through the application of cardiopulmonary exercise testing, carried out in two men, aged between 40 and 60 years. First these volunteers were submitted to an evaluation and history to estimate the cognitive function, risk to fall, physical and functional capacity, physical activity levels and degree of dependency. Data from tests of the application will be compiled and analyzed using statistical modeling for checking heart rate curve in adults during cardiopulmonary exercise testing.

KEYWORDS: Physical Exercise, Heart Rate, Anaerobic Threshold, Stress Test.

INTRODUÇÃO

As necessidades corporais são reguladas pelos neurônios do centro vasomotor, adaptados por atividade dos neurônios do simpático, assim, se a pressão arterial aumenta, receptores específicos (barorreceptores) enviam sinais ao centro cardiorregulador e ao vasomotor. A pressão nas artérias depende de parâmetros físicos, distensibilidade, resistência ao fluxo por parte dos vasos, viscosidade do sangue e ejeção da frequência cardíaca, e cada uma destas variáveis serão diretamente influenciadas pelo sistema nervoso autônomo (SNA) [1].

A frequência cardíaca (FC) é caracterizada pelo número de vezes que o coração contrai e relaxa, ou seja, os batimentos por minuto. Reconhecidamente é o melhor parâmetro de monitoramento da atividade física, para determinar o limiar anaeróbio [2]. A FC é uma informação importante sobre o estado de saúde de uma pessoa e um excelente indicador sobre o nível de intensidade de trabalho do coração, principalmente para avaliar diferentes variáveis fisiológicas. O músculo cardíaco responde às necessidades de oxigênio e fluxo sanguíneo do organismo, em diferentes momentos [3].

Ao iniciar o exercício físico a FC aumenta de acordo a intensidade do exercício e a capacidade física atual do indivíduo. Há correlação direta entre a frequência cardíaca máxima ($FC_{máx}$) e o consumo máximo de oxigênio ($\dot{V}O_{2máx}$) durante o exercício, tanto para a população em geral, quanto para esportista [3]. Muitos fatores afetam a FC durante o exercício, sendo os principais: temperatura, umidade, horário, posição, ingestão de alimentos e uso de medicamentos. Aplicando-se modelos estatísticos tanto aos dados da produção de dióxido de carbono ($\dot{V}O_2$), quanto aos dados da FC, é possível configurar importantes estratégias de avaliação e capacidade funcional.

Quando se pedala ou anda a pé o corpo promove movimentos complexos e

afetam todos os sistemas do organismo. Enquanto se faz exercício várias vezes semanalmente o corpo adapta-se, fazendo de forma mais eficiente. Durante a prática de exercício o coração pode atingir 150 batimentos por minuto (bpm) ou mais, duplicando o valor habitual em repouso, para a maioria das pessoas situa-se em torno de 60 a 80 bpm. Este aumento permite ao coração bombear até 20 litros de sangue por minuto, quadruplicando o habitual em repouso [4].

Omecanismo que gera energia durante o exercício físico provém da complexa e sofisticada integração entre os sistemas cardiovascular, respiratório e muscular [5]. O limiar de anaerobiose ou limiar anaeróbio (LAN) é considerado um importante marcador metabólico e é um índice para mensurar o desempenho aeróbio durante o exercício físico. Em teste cardiopulmonar (TCP) é possível analisar as respostas ventilatórias e metabólicas sendo refletidas, mesmo com atraso, na respiração celular dos músculos periféricos. Existem vários fatores de risco cardiovascular e utilizar a FC como valiosa ferramenta possibilita ampliar perspectivas para a aplicação clínica. Diversos estudos apresentam a modificação da FC durante exercício físico e a alteração do balanço simpático-vagal cardíaco [1].

A prática da atividade física regular e sistematizada influencia no desempenho funcional, preservando a independência e autonomia das pessoas. As tecnologias em saúde incluem os equipamentos, medicamentos, procedimentos e sistemas organizacionais e de suporte, com intuito de promover os cuidados com a saúde [6]. Primariamente a tecnologia biomédica, avaliada de senso comum, oferece tecnologia aos equipamentos e medicamentos, interagindo diretamente com os pacientes [7].

Para determinar o LAN utiliza-se o método ventilatório, de caráter não invasivo e consideravelmente prático, mas que infelizmente possui acesso restrito, por envolver equipamentos caros, ainda que seja em laboratórios específicos, como o de fisiologia do esforço [1]. Para o desenvolvimento de novos aparelhos criados por engenheiros biomédicos os dados da pesquisa iniciam uma discussão sobre as possibilidades de aprimoramento, já que muitas vezes as análises dessa variável, frequência cardíaca, na identificação do limiar de anaerobiose e do ponto de compensação ventilatória são feitas visualmente. Agregada ao estudo estatístico essa inovação tecnológica possibilitará encontrar pontos de mudança na curva da FC (intervalos RR) correspondente ao LAN do indivíduo e ao ponto de compensação ventilatória, ferramenta importante para a prescrição adequada de exercício físico.

MATERIAIS E MÉTODOS

O estudo foi realizado no laboratório de Biofísica e de Fisiologia do Exercício da Universidade de Brasília (UnB) – Faculdade de Ceilândia (FCE), em laboratório climatizado artificialmente, para controle da temperatura e umidade.

Repassadas orientações sobre a participação no estudo, aos dois voluntários, com

idades entre 40 e 60 anos, de não ingerir bebidas alcoólicas, café e/ou outras bebidas estimulantes, não praticar atividade física 24 horas antes do teste ergoespirométrico e tão pouco realizarem o teste em jejum, estes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (Parecer nº 1.166.770).

Previamente foram apresentadas todas as informações relativas ao teste e orientações para que os voluntários respirassem espontaneamente e não conversassem durante o teste cardiopulmonar. Os voluntários foram treinados por 14 minutos, em média, e utilizaram a Escala de Borg como indicador de sua percepção de esforço físico. Os critérios de exclusão para participar da pesquisa: alterações metabólicas associadas, *déficit* de equilíbrio, etilistas, fumantes, instabilidade da marcha, problema musculoesquelético que inviabilize praticar exercício físico, uso de medicamento betabloqueador, por interferir nas variáveis.

A primeira etapa foi constituída por uma avaliação e anamnese, a qual os voluntários foram submetidos à aferição da FC, da pressão arterial (PA) em repouso, das medidas da massa corporal e estatura, do cálculo do índice de massa corpórea (IMC) e ainda dos seguintes instrumentos: Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ), Escala de Borg, Mini Exame do Estado Mental (MEEM), *Timed Up and Go (TUG)*.

Na segunda etapa foi realizado um eletrocardiograma (ECG) e um teste cardiopulmonar (*Vmax Care Fusion*) utilizando bicicleta ergométrica para registro da variabilidade da frequência cardíaca (intervalos RR) durante o exercício físico.

Os métodos de análise da frequência cardíaca podem ocorrer nos domínios do tempo, da frequência e ainda com aplicação de modelos estatísticos que podem descrever o comportamento da frequência cardíaca ao longo do tempo e do exercício realizado [1,5]. Baseado em cálculos estatísticos simples é possível analisar o comportamento da FC ou dos intervalos RR, utilizando índices temporais estatísticos paramétricos e não paramétricos, empregando média, mediana, desvio padrão, quartis e diferença entre os intervalos RR máximo e RR mínimo e ainda modelos estatísticos. O estudo do padrão de resposta da frequência cardíaca pode trazer informações fisiológicas e metabólicas relevantes do indivíduo submetido a um estresse físico [1].

RESULTADOS

Os modelos estatísticos dos dados foram analisados para que possibilitem traçar o ponto de mudança da FC e de compensação ventilatória.

Na figura 1 pode-se observar que os intervalos RR possuem estacionaridade nos 3 minutos iniciais do teste realizado por um indivíduo. Após este período há um declínio dos valores dos intervalos RR. Posteriormente os intervalos RR permanecem constantes até aproximadamente 7 minutos do teste cardiopulmonar, quando pode-se observar um segundo ponto de mudança no padrão de resposta da curva dos intervalos RR. Tais pontos de mudanças podem indicar o LAn e o ponto de compensação

ventilatório, respectivamente.

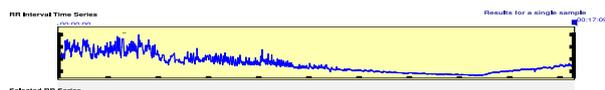


Figura 1: Dados coletados dos intervalos RR (inverso da frequência cardíaca) durante teste cardiopulmonar de um voluntário estudado.

Em concordância à análise de gases expirados, variáveis respiratórias e oximetria, a ergoespirometria é um procedimento não invasivo que avalia o desempenho físico e a capacidade funcional da pessoa [8]. É útil para determinar os fatores que indicam o desempenho.

DISCUSSÃO

O teste cardiopulmonar é uma ferramenta indispensável para tomada de decisão em situações clínicas. Sendo a combinação do teste ergométrico, saturação de e medidas das trocas ventilatórias. Associado a oximetria de pulso para quantificar a saturação das hemoglobinas e a bicicleta ergométrica, por possuir vantagens, independente do peso do indivíduo, fornece ampla gama de aplicações para exames de exercícios, detectando os valores iniciais e de pico, o que melhora e reduz o tempo de processamento de relatórios.

Utilizado na prática clínica tanto para avaliação quanto para treinamento o LAn é a transição entre o metabolismo aeróbio para o anaeróbio, sinalizando a aptidão física. Quando caracterizado apenas em função das trocas respiratórias o limiar anaeróbio é denominado limiar ventilatório, estabelecido pela intensidade de esforço, superando a remoção de ácido láctico, que acarreta na hiperventilação.

O escopoajusta um modelo estatístico, que possa substituir a análise visual, à curva dos intervalos RR de dois voluntários do sexo masculino, sedentários e com idades que variam entre 40 e 60 anos. O método de avaliação será utilizado para descrever a curva de resposta da frequência cardíaca.

CONCLUSÃO

Ao encontrar os pontos de mudança que podem ter relação com o limiar de anaerobiose e ponto de compensação ventilatória, será possível utilizar os métodos estatísticos para indicar os padrões de mudança na resposta dos intervalos RR, ou seja, da FC. O estudo está em andamento e a próxima etapa é a análise dos dados. Essa inovação tecnológica é de suma importância para configurar estratégias de avaliação e capacidade funcional, como para ampliar perspectivas para a aplicação clínica.

REFERÊNCIAS

Marães VRFS. Frequência cardíaca e sua variabilidade: análises e aplicações. Revista Andaluza de Medicina Del Deporte, v. 3, n. 1, p. 33-42. Espanha, mar. 2010.

Caruso FCR, et al. Determinação do limiar anaeróbio pela variabilidade da frequência cardíaca de pacientes com DPOC durante exercício em cicloergômetro. Fisioterapia em movimento, v. 25, n. 4. Curitiba, out./dez. 2012.

Sandoval AEP. Medicina do esporte: princípios e prática. Porto Alegre: Artmed, 2005.

Polito MD, Farinatti PTV. Respostas de frequência cardíaca, pressão arterial e duplo- -produto ao exercício contra-resistência: uma revisão da literatura. Revista Portuguesa de Ciências do Desporto, 2003, v. 3, n. 1, p. 79-91.

Gomes CJ. Dinâmica cronotrópica pós-esforço e função autonômica cardíaca de repouso em praticantes de dança de salão. 2015. xiii, 126 f., il. Universidade de Brasília, Brasília, 2015.

Brasil. Ministério da Saúde. Secretaria-Executiva. Área de Economia da Saúde e Desenvolvimento. Avaliação de tecnologias em saúde: ferramentas para a gestão do SUS / Ministério da Saúde, Secretaria-Executiva, Área de Economia da Saúde e Desenvolvimento. Brasília: Editora do Ministério da Saúde, 2009.

Secoli SR, et al. Avaliação de tecnologia em saúde: II. Análise de custo-efetividade. Arquivos de Gastroenterologia, v. 47, n. 4. São Paulo, out./dez. 2010.

Junior ECPL, et al. Estudo comparativo do consumo de oxigênio e limiar anaeróbio em um teste de esforço progressivo entre atletas profissionais de futebol e futsal. Rev. Bras. Med. Esporte, v. 12, n. 6. Niterói, nov./dez. 2006.

ASSISTIVE TECHNOLOGY OF OPHTHALMIC MEMBRANE OCCLUSIVE FROM NATURAL LATEX

Jaqueline Alves Ribeiro

Instituto Federal Goiano - Campus Ceres
Ceres – GO

Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa

Universidade de Brasília
Brasília – DF

ABSTRACT: The growing technological development and the advancements in the field of medicine caused significant improvement in the quality of life of the population. One example is the development of biomaterials, which are used to completely or partially replace parts of lost or damaged organic tissues and are also used in direct and continuous contact with the body in non-pharmacological treatments. Amblyopia, an ophthalmic disorder commonly known as lazy eye, results in decreased vision in one eye that does not develop properly during childhood. The objective of this study is to obtain and characterize natural rubber membranes in order to evaluate the feasibility of its application as an occluder membrane with the capacity of changing the course of light and stimulating the amblyopic eye. The light crossing analysis of the Van Gogh membranes presented partial and total occlusion, respectively. We concluded that the tests used for characterizing the LENCOC® latex membrane were satisfactory and promising regarding its use for the treatment of amblyopia

and an orthosis of Assistive Technology. This is a new proposal for treating amblyopic patients using latex membranes.

KEYWORDS: Amblyopia, Biomaterial, Latex, Membranes, Occluder.

RESUMO: O crescente desenvolvimento tecnológico e os avanços no campo da medicina causaram melhora significativa na qualidade de vida da população. Um exemplo é o desenvolvimento de biomateriais, que são usados para substituir completa ou parcialmente partes de tecidos orgânicos perdidos ou danificados e também são usados em contato direto e contínuo com o corpo em tratamentos não farmacológicos. A ambliopia, um distúrbio oftálmico comumente conhecido como olho preguiçoso, resulta em diminuição da visão em um olho que não se desenvolve adequadamente durante a infância. O objetivo deste estudo é obter e caracterizar membranas de borracha natural para avaliar a viabilidade de sua aplicação como uma membrana oclusora com capacidade de alterar o curso da luz e estimular o olho amblíope. A análise de cruzamento de luz das membranas de *Van Gogh* apresentou oclusão parcial e total, respectivamente. Concluímos que os testes utilizados para caracterizar a membrana de látex LENCOC® foram satisfatórios e promissores quanto ao seu uso no tratamento da ambliopia

e na órtese de Tecnologia Assistiva. Esta é uma nova proposta para o tratamento de pacientes amblíopes usando membranas de látex.

PALAVRAS-CHAVE: Ambliopia, Biomaterial, Latex, Membranas, Ocluser.

1 | INTRODUCTION

The Assistive Technology (AT) sector has, among other things, the goal of providing and increasing functional abilities for people affected by diseases, from minor injuries to severe deficiencies, aiming to provide better quality of life and autonomy for the patient. As an area of knowledge in Brazil, AT started on november 16, 2006, through Ordinance No. 142, established by Decree No. 5296/2004 from the Secretariat for Human Rights of the Presidency of the Republic. The Technical Assistance Committee (TAC) was regulated with the intention of improving, adding transparency and giving legitimacy to the development of AT in Brazil (Brasil, 2009).

The vision is responsible for approximately 75 % of human perception. Summing up extremely briefly, the act of seeing is the result of three distinct actions: optical operations, chemical operations and nervous operations (Guyton & Hall, 2011). The eye is the most external organ of the human vision. The amblyopia, which is an eye disease that develops during childhood and has few options for treatment. It causes a reduction in visual acuity because of an abnormal visual development in early years of life. The prevalence of amblyopia in children is estimated to be between 1 % and 4 %. It is the most common cause of reduced visual acuity in childhood (Almeida, 2005; Ribeiro & Rodrigues, 2013; Ribeiro *et al.*, 2010). This disease is the most common visual defect in children; however, its early diagnosis and early treatment result in satisfactory results (Salata *et al.*, 2011).

The growing technological development and advancements in the field of medicine brought significant improvement to the quality of life of the population. One example is the development of biomaterials, which are used to completely or partially replace parts of lost or damaged tissues and are also used in direct and continuous contact with the body in non-pharmacological treatments. Usually, the requirements of a biomaterial can be grouped into four major categories: biocompatibility, capacity of being sterilized, bioperformance and reproducibility (Silva *et al.*, 2012). This biomaterial is a national and low cost product.

In the use as an occlude membrane with the capacity of changing the course of light and stimulating the amblyopic eye, the natural latex membrane of rubber trees (*Hevea brasiliensis*) can be considered to be an orthosis (from the Greek, orthós), classified by AT as a device applied to any part of the body, isolated or covering more than one joint, with the function of stabilizing or immobilizing, preventing or correcting deformities, protecting against injury and facilitating the cure or maximizing the function (Thomazini *et al.*, 2004; Macdonald, 1990). In this specific case, the latex membrane

will be placed on the good eye for few hours or days, according with the appropriate treatment recommended by the ophthalmologist, to accelerate the vision of the lazy eye diagnosed with amblyopia.

Chemically, the heterogeneous constitution of latex has high density and presence of impurities which must be treated and changed. In this study, the techniques that were used enable the degradation of polymers, regenerating, if possible, the monomers, so hydroxide and formaldehyde can be introduced – rendering the latex as simply a rubber film, an object, in this first moment – translucent, with entrance of light, but with irregular trajectories (preventing a complete view of the object), with diffuse refraction and minimal absorption so as not to generate heat (Ribeiro & Rodrigues, 2014; Ribeiro & Rodrigues, 2015).

This study presents a simple approach to eye occlusion based on the ophthalmic membrane from an occlusive biomaterial derived from natural rubber latex. The natural rubber membranes were developed by using a new technique named *Van Gogh*. The different membranes developed were characterized using light crossing analysis thermally treated at 40 °C. From the analyses of properties, we intend to evaluate the applicability of the natural rubber latex membranes as biocompatible ophthalmic occluders.

2 | MATERIALS AND METHODS

The production of the latex membrane was carried out in four main steps: preparation of raw material, confection of mold, production of the prototype and characterized using light crossing analysis.

2.1 Preparation of the raw material – The latex used was purchased from the domestic market. It had already gone through the process of centrifugation and contained suspensions of sulfur and resin purchased from the suppliers in the Southeast region. A high sulfur concentration gives the latex, after vulcanization, an adhesive property and low viscosity, which would require a long time to achieve during the development of the membranes. Therefore, the supplier that met these criteria of double centrifugation and pre-vulcanization was selected.

From the natural latex, a final compound was prepared by the addition of chemicals by following the steps previously described (Ribeiro & Rodrigues, 2014). This procedure provides the latex membrane LENCOC® (Brasil, 2016) essential characteristics for a lens—elasticity, softness, strength, impermeability, and hypoallergenicity.

2.2 Preparation of the mold – The development of the technique for obtaining the latex membrane was performed in the Biomaterial Engineering Laboratory - BioEngLab®, at the University of Brasilia, according to the steps for the production of

the mold and membrane, as described below.

In the *Van Gogh* technique, the mold was made developed and it consisted of a plastic material coated with an acrylic layer measuring 3 cm in width, 3 cm in length, and 1.5 cm in diameter as previously described (Ribeiro & Rodrigues, 2014). The production of the membrane was customized for each patient so that its shape and proportions follow the characteristics of the patient's eyes, thus providing greater comfort.

2.3 Preparation of the membranes – The *Van Gogh* technique was based on the immersion technique (Mrué, 1996), which consists of the insertion of the molds into the final latex compound, perpendicular to the plane, in a gradual and uniform manner, followed by heating in an incubator with a thermostat. This step represents the beginning of polymerization, which determines the final characteristics of the product. After this phase, the mold was removed slowly and gradually, placed in the incubator and subjected to vulcanization at a temperature of 40°C.

The molds were then removed and the membranes were prepared using thick brush strokes by means of a flexible rod with cotton-covered tips, 1 cm away from the mold, moving back and forth to completely cover the mold. This procedure was repeated three or four times in succession, followed by drying in an incubator at a temperature of 40°C, with 2-hour time intervals in order to obtain membranes with a thickness up to 0.2 mm.

After this drying period, the *Van Gogh* membranes were maintained in their state of rest for 24 hours at room temperature to complete the procedure.

This procedure of obtaining membranes was named as the *Van Gogh* technique in honor of the Impressionist painter, *Van Gogh*, who used a peculiar brush stroke method in his work.

2.4 Characterized using light crossing analysis – The optical device called focimeter focuses the optical system to which light is sent to evaluate the degree of the lens; the scale interval that appears on the display is a dioptric numerical value. For this characterization we used a Nidek CLE-60 digital focimeter an optometry clinic in Goiânia, GO, Brazil.

The light crossing analysis was performed with the objective of evaluating the passage of light through the membranes and verifying the behavior of the surface light on the rugosity of the *Van Gogh* technique. It is worth mentioning that the equipment that was used for this analysis was perfectly calibrated so the measurements present a high degree of reliability.

3 | RESULTS

There is a growing interest in the analysis of the use of biomaterial as a tool for treating diseases in medicine. In this study, biomedical engineering helped characterize the performance of an occlusive membrane for the treatment of amblyopia. As a biomaterial, we used the natural latex of the *Hevea Brasiliensis* rubber tree, a product that is easy to find in the market and easy to handle.

In the technical test, we used natural latex as a biomaterial for its qualitative properties, such as: impermeability, elasticity, smoothness, flexibility, and resistance, already tested in animals and humans by its biocompatibility.

For its confection, we used the innovative technique called *Van Gogh*, tested several times not to be homogeneous, in order to obtain diffuse scattering. To get to the final product, several vulcanization techniques were tested to obtain a transparent membrane, with low thickness, low roughness and minimal water absorption. This process allowed an occlusion biologically more compatible with the eye. These results were significant, since the characteristics of the latex membrane enable an interaction with the eye without changing its properties.

The *Van Gogh* latex membrane presented irregularities on the surface, lower thickness and transparency, which are desirable characteristics to obtain occlusion of light. The *Van Gogh* membranes were registered under the brand LENCOC®.

The focimeter is used on specific materials for glasses and contact lenses. In an eyeglass lens, for example, the values presented in S and C represent the degree, with positive for astigmatism and negative for myopia; A represents the axis and the prism (Δ) the variance of the light beam.

In a normal contact lens, the values presented are: S = 0.25, C = 0.25, A = 24 and $\Delta = 0$. These values represent two values for diopters and two values for the axis. When measuring the membranes, the numerical value of the instrument was disregarded, as such values cannot be assessed in latex.

On membrane with three baths, it can be observed that the beam locates the optical center, indicating a small passage of light. Due to the irregular surface caused by the brushes, the equipment shows an error in measurement. Consequently, the *Van Gogh* technique, with its brushes, made the surface rugose and gave a diffuse passage of light.

On membrane with four baths, all membranes did not present passage of light. The focimeter did not locate the optical center, which caused a measurement error. This membrane has the most irregular surface due to a difference in manufacturing from membrane of three baths, because the number of brushes was higher. This data prove the membrane is opaque, which is a characteristic of occlusion.

In Table 1, we can observe the membranes developed with their morphological and characteristics aspect using the *Van Gogh*.

Membrane	3 baths	4 baths
Characteristic	Irregularities on the surface	Irregularities on the surface
Thickness	±0.23 mm	±0.27 mm
Color	Transparency	Transparency
Water absorption	Minimal	Minimal
Occlusion	Partial	Total

Table 1: *Van Gogh* membranes and your characteristics

4 | DISCUSSION

Due to the recent institutionalization of the area of AT, it is natural for specialized academic/scientific production to be detached, both in the aspects of Investigation and Development (I&D) and of Research and Development (R&D), because of the atomized production in scientific channels. This fact causes two important consequences: i) low theoretical and technological production; ii) low indices of public policies that offer AT in healthcare (Brasil, 2009; Rosa et al., 2015).

One of the biggest current challenges engineering and the exact sciences are facing is to translate into mathematical terms and relations how phenomena and systems that compose the universe function. In order to develop and use this knowledge, it is necessary to interpret it as one of the factors of the system that relates to others to adapt and improve the processes that interact among themselves (Souza et al., 2014).

According to ordinance N°. 2531, from november 12, 2014, redefines the guidelines and criteria for the definition of the list of strategic products for the Brazilian National Health System (SUS) and the establishment of Partnerships for Productive Development (PDP) to LENCOC® latex membrane falls biotechnological products low cost that could be used for human health in particular, amblyopic patients by the SUS (Brasil, 2014).

There are several approaches for charactering the samples. In this study we used optical engineering, using its principles in the treatment of amblyopia. The latex membrane was tested with several methodologies that will be cited below, and that were defined by comparing the anatomy of the normal eye with the properties of the biomaterial according to literature reports (Pinho *et al.*, 2004; Pinho *et al.*, 2011). This membrane demonstrated to be compatible with the organ, and there was affinity of composition of the materials used. The technique in question was a complex system that included temperature and thickness techniques (*Van Gogh*), to obtain an occlusive membrane to cause occlusion (partial or total) of light.

This technique showed that the latex membrane is an occluder with physics, chemical and thermal properties for the performance of the material with the

characterization of the biomaterial in light refraction without eliminating it completely and maintaining the characteristics of the eye in movement. This is an advantage in relation to the traditional treatment with the use of eyepatch, since there is a loss of eye movement.

5 | CONCLUSION

The *Van Gogh* technique demonstrated that the physical and chemical characteristics of the latex membrane present results compatible with the eye when applied as an occluder, reinforcing its biomaterial characteristic. The confection method is reproducible and the latex membrane is very stable.

LENCOC® can be considered an orthosis, via AT, as it is a device applied to the human eye with the function of inhibiting the entrance of light (total or partial) and stimulating the eye in the treatment of ocular diseases.

The latex membrane may offer a more effective adherence to the treatment of amblyopia, with better acceptance by the child and shorter treatment time, as well as lower possibility of rejection and with adequate performance. It can be used at all times by the patient. In the case of children, especially, it would be more difficult to remove it, which would avoid embarrassing situations. It is also more effective, since its use would be prolonged and because it allows stimulation of the eye through partial or total occlusion.

ACKNOWLEDGEMENTS

The authors would like to thank IF Goiano – Campus Ceres for financial for the support; optometry clinic in Goiania – GO, Ótica Cristal; and the Engineering and Biomaterial Laboratory - BioEngLab®, University of Brasilia for providing the laboratories for the experiments.

REFERENCES

Almeida LOC. **Análise do custo do tratamento da ambliopia para o paciente em hospital universitário**. Arquivo Brasileiro de Oftalmologia; 2005; 68(4): 475-480.

Brasil. Subsecretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência. Comitê de Ajudas Técnicas. **Tecnologia Assistiva**. Brasília: CORDE; 2009. 138 p.

Brasil. **Portaria nº 2.531**, 12 de novembro; 2014.

Brasil. **Revista da Propriedade Industrial– INPI**, seção II, n. 2359. 22 de março; 2016.

Guyton AC, Hall JE. Guyton & Hall: **Tratado de Fisiologia Médica**. 12ª edição, Ed. Elsevier; 2011.

Macdonald EM. **Terapia ocupacional em reabilitação**. São Paulo: Santos; 119 p. 1990.

Mrué F. **Substituição do Esôfago Cervical por Prótese Bio sintética de látex: estudo experimental em cães** [dissertação]. Ribeirão Preto: Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, 114p; 1996.

Pinho ECCM, Sousa SJF, Schaud F, Lachat JJ, Coutinho-Netto J. **Uso experimental da biomembrana de látex na reconstrução conjuntival**. In: Arquivo Brasileiro de Oftalmologia; 2004; 67(1): 27-32.

Pinho ECCM. **O uso da Biomembrana de látex natural comparado ao transplante conjuntival autólogo na superfície ocular** [Tese]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina de, 158p. 2011.

Ribeiro JA, Rodrigues SS, Brasil LM. **Occlusion child derived from natural latex for amblyopia treatment**. Health Care Exchanges (PAHCE), Pan American; April 29 2013-May 4 2013 doi: 10.1109/PAHCE.2013.6568293.

Ribeiro JA, Rosa MFF, Rosa LLF, Rocha AF, Rodrigues SS. **Oclusão infantil derivada do látex natural para o tratamento de ambliopia**. In: XXII Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica, Tiradentes-MG. Anais do XXII Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica; 2010.

Ribeiro JA, Rosa SRF, Rosa M. **Experimental technique designated Van Gogh for making lens prototype**. In: XXIV Brazilian Congress on Biomedical Engineering, In: Proceedings of the XXIV Brazilian Congress on Biomedical Engineering; 2014. Uberlândia, MG, Brazil. 2014; 1: 871-874.

Ribeiro JA, Rodrigues SSFR, Oliveira DS. **Biomaterial Latex Manufactured Occlusion Contact Lens: Proposal for Amblyopia Treatment**. International Journal of Advanced Engineering Research and Science (IJAERS); 2015; (2): 65-69.

Rosa MFF, Souza EKF, Rosa SSRF. **Sistema complexo bio inspirado Modelagem matemática da pele humana via Bond Graph**. Estudos Tecnológicos (Online); 2015; (10):49-56.

Salata ACF, Villaça VTN, Roma RL, Norato DYJ, Carvalho KMM. **Terapia oclusiva em ambliopia: fatores prognósticos**. Arquivo Brasileiro de Oftalmologia. 2011; 64:123-6.

Silva MA, Guimarães PCL, Pereira TD, Honório-França AC. **Biomateriais e sua biocompatibilidade numa abordagem multidisciplinar na área de saúde, alimentos funcionais e medicina regenerativa**. Revista eletrônica da Univar; 2012; 8(1): 87 -90

Souza EKF, Tahmasebi R, Rosa SSRF, Gomes RR. **Modelagem matemática da perfuração por agulha da pele humana: região abdominal**. VIII Congresso Nacional de Engenharia Mecânica; 2014. Uberlândia, MG, Brazil. 2014.

Thomazini D, Gelfuso MV, Nascimento TAC, Fonteles EF. **A utilização da Simulação Computacional na Confecção de Órteses Alternativas para membros superiores**. Revista Tecnológica; 2004: 25(1): 74-79.

VALORES DE EXTINÇÃO TOPOLÓGICOS PARA ANÁLISE DE QUALIDADE DE IMAGENS DE FUNDO DE OLHO

Alexandre Gonçalves Silva

Universidade Federal de Santa Catarina,
Departamento de Informática e Estatística
Florianópolis – SC

Marina Silva Fouto

Universidade do Estado de Santa Catarina,
Departamento de Ciência da Computação
Joinville – SC

Angélica Moises Arthur

Universidade Estadual de Campinas, Faculdade
de Engenharia Elétrica e de Computação
Campinas – SP

Rangel Arthur

Universidade Estadual de Campinas, Faculdade
de Tecnologia
Limeira – SP

RESUMO: Uma imagem em níveis de cinza pode ser interpretada como uma superfície topográfica, na qual vales são regiões relativamente mais escuras, e montanhas, regiões mais claras em relação à vizinhança. A aplicação de filtros conexos por atributos crescentes, ao reduzir os topos deste relevo, pode remover a ocorrência de máximos regionais. Um valor de extinção consiste no número do atributo crescente utilizado em um desses filtros, suficiente para remover um máximo regional, ou seja, causar sua extinção da imagem. Este trabalho propõe o uso de dois valores de extinção topológicos

para a classificação automática de qualidade de imagens, entre “boa” ou “ruim”, a partir de uma base pública de 36 fotos de fundo de olho. O algoritmo desenvolvido atingiu sensibilidade de 93%, especificidade de 93%, acurácia de 90% e área sob a curva ROC de 93%.

PALAVRAS-CHAVE: fundo de olho, avaliação de qualidade, valores de extinção, classificação automática.

ABSTRACT: A grayscale image can be interpreted as a topographic surface in which valleys are relatively darker regions, and mountains are lighter regions in relation to the neighborhood. Applying connected filters by increasing attributes to decrease peaks of this terrain, can remove the occurrence of regional maxima. An extinction value consists in the increasing attribute number used in one of these filters, sufficient to remove a regional maximum, i.e., causing its extinction of the image. This paper proposes the use of two topological extinction values for the automatic classification of image quality between “good” or “poor” from a public dataset with 36 photos of fundus. The developed algorithm reached sensitivity 93%, specificity 93%, accuracy 90% and area under the ROC curve of 93%.

KEYWORDS: fundus, quality assessment, extinction values, automatic classification.

1 | INTRODUÇÃO

A verificação automática de qualidade de imagens de fundo de olho, por meio de sistemas computacionais, é um problema real na análise de imagens médicas (FASIH, 2014). Um estudo de Abràmoff et al. (2008), usando um sistema automatizado para detecção de retinopatia diabética encontrou, a partir de 10 mil exames processados, 23% de casos de imagens com qualidade insuficiente. Existem vários fatores contribuintes para a falta de qualidade em uma imagem de fundo de olho, que podem dificultar ou inviabilizar o diagnóstico: iluminação precária, falta de foco, estruturas de interesse não visíveis, vasos sanguíneos sem boa definição, artefatos introduzidos na imagem como cílios, poeira, pálpebras, reflexos ou sombras, entre outras. Neste trabalho, busca-se verificar qualidade de cada amostra de um banco de imagens público, sem nenhuma análise de estruturas internas da retina, e sem considerar nenhum tipo específico de doença. Baseado nas diferentes topologias destas imagens, são utilizados valor de extinção de altura de subárvore e valor de extinção de número de descendentes como descritores. A classificação é feita com *kNN* (*k-Nearest Neighbors Classification*) e a avaliação dos resultados, por meio de validação cruzada (DUDA; HART; STORK, 2001).

Banco de imagens

Uma parte da base HRF (*High-Resolution Fundus*), contendo 36 imagens, é destinada à avaliação de qualidade (KÖHLER et al., 2013). A captura foi feita com uma câmera de fundo de olho Canon CR-1 com campo de visão de 45°. São duas imagens, aproximadamente na mesma posição, para cada um dos 18 voluntários, sendo a primeira foto, obtida de maneira a ter pouca nitidez (local ou global), por exemplo, devido à câmera estar desfocada. Outras características de qualidade (condições de contraste e iluminação) não foram levadas em consideração. Na Figura 1, é mostrado um exemplo de par de fotos do mesmo indivíduo, sendo a primeira considerada de qualidade boa (a), e a segunda, com o desaparecimento dos vasos sanguíneos na parte inferior, sendo considerada de qualidade ruim (b).

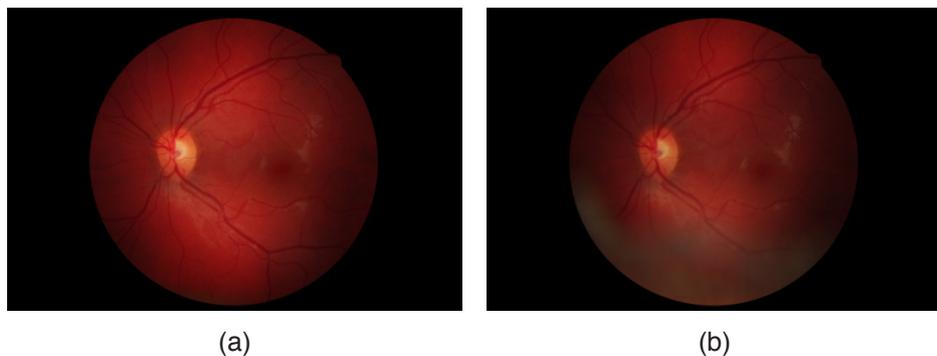


Figura 1: Exemplo de duas aquisições, com qualidades distintas, de imagens do mesmo indivíduo. (a) Qualidade boa. (b) Qualidade ruim.

2 | ATRIBUTOS CRESCENTES

Uma imagem pode ser representada por uma árvore de componentes (SILVA; LOTUFO, 2011), visualizada pela relação de inclusão de componentes conexos da decomposição por limiares. Na Figura 2, as intensidades maiores ou iguais a zero correspondem a todos os pixels da imagem (à esquerda), representada pela raiz da árvore (à direita). Ao tomar um limiar maior, surgem componentes conexos incluídos nos anteriores. A região destacada em amarelo, por exemplo, forma a subárvore esquerda da raiz. Cada nó é identificado com um c_r^n , onde n é o valor do limiar e r , o rótulo (para um dado limiar, mais de uma região pode ocorrer). A árvore de componentes, para uma imagem em níveis de cinza de 8 bits, pode ser construída em tempo linear (SILVA; LOTUFO, 2011). Algoritmos implementados no domínio da árvore são mais eficientes, pois há, em geral, consideravelmente menos nós do que pixels a processar. Em tempo de construção da árvore de componentes, é possível calcular alguns atributos crescentes para cada nó, como a altura topológica (altura de subárvore) e o número de descendentes (SILVA; LOTUFO, 2011). Na Figura 2, por exemplo, o nó c_{30}^1 possui altura topológica igual a 2 e número de descendentes igual a 4. Estes dois atributos são crescentes pois, para um nó ancestral, tais valores são sempre maiores. Ou seja, o número de descendentes é maior para um nó quanto mais próximo este estiver da raiz. O mesmo é válido para sua altura topológica.

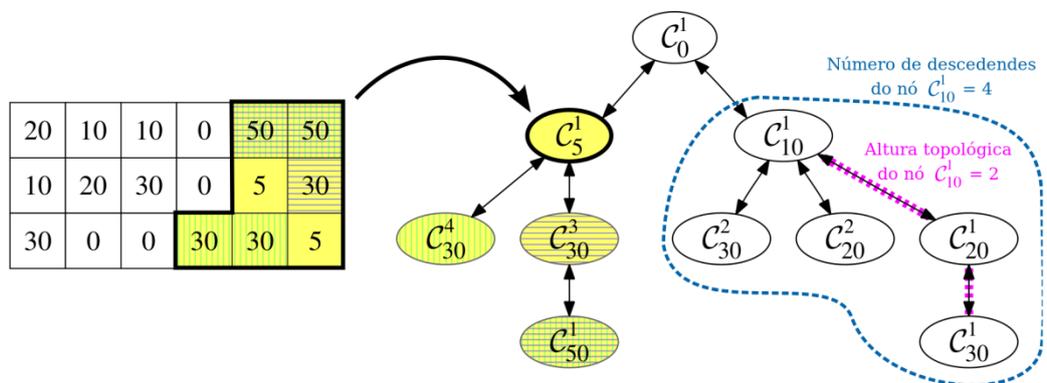


Figura 2: Árvore de componentes e atributos crescentes de altura topológica e numero de descendentes.

Recortes

Em geral, os trabalhos de avaliação de qualidade de imagens de retina iniciam o procedimento com um ou mais recortes iniciais de regiões de interesse (ROI) de modo a evitar o tratamento do fundo escuro sem informação da retina. Na Figura 3, são apresentados alguns destes recortes que contribuem para o sucesso da classificação. Neste trabalho, o fundo escuro é ignorado pela remoção de nós da árvore de componentes (poda) que representem componentes conexos, na imagem, com caixas mínimas envolventes (*bounding boxes*) não totalmente internas ao círculo central. Este tem localização e dimensão fixa para todas as amostras. Considerando

um redimensionamento das imagens da base HRF para largura W de 1025 e altura H de 683, toma-se o centro em $(W/2; H/2+5)$ e raio de $(H/2-20)$.

Descritor

Valor de extinção é uma medida de persistência de máximos regionais da imagem, após uma filtragem por atributos crescentes.

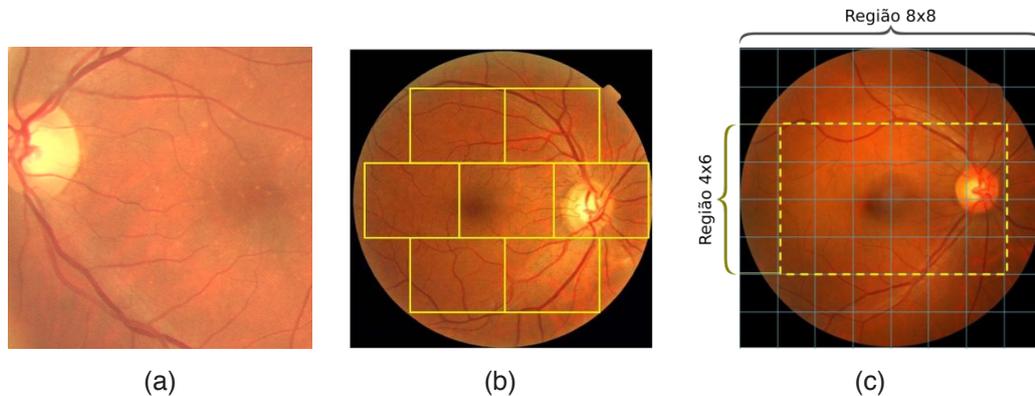


Figura 3: Recortes típicos de regiões de interesse (ROI) dos estudos. (a) Extraído de Köhler et al. (2013), sendo também o estilo de Nugroho et al. (2014). (b) Extraído de Davis et al. (2009). (c) Extraído de Fasih (2014).

Em outras palavras, ao filtrar a árvore de componentes por um atributo crescente com valor μ , todos os nós com atributos menores do que μ são removidos. Se μ for suficiente para eliminar um máximo regional M da superfície da imagem, considera-se que houve uma extinção de M . Os valores extinções de número de descendentes, E_d , e de altura topológica, E_a , foram recentemente propostos por Silva e Lotufo (2011) e são utilizados ineditamente, neste trabalho, como valores para formação do descritor. Na Figura 4, há um exemplo sintético para facilitar o entendimento dos valores de extinção topológicos. Ao filtrar os nós folhas pela primeira vez, em (a), os máximos regionais B e D se extinguem. A segunda filtragem, em (b), extingue A' (região que contém A) e E' (região que contém E). Em (c), os máximos permanecem. Em (d), o máximo F''' (contém F'' que, por sua vez, contém F' e este, F) deixa de existir. Em (e), o único máximo se mantém. E, finalmente, em (f), o último máximo é extinto. Desta maneira, tem-se que os seis máximos regionais originais da imagem, – A, B, C, D, E, F –, têm os respectivos valores de extinção de número de descendentes (E_d): 1, 0, 15, 0, 1, 6; e os seguintes valores de extinção de altura topológica (E_a): 1, 0, 5, 0, 1, 3.

O descritor utilizado para a imagem, cuja árvore de componentes é representada na Figura 4(a), consiste na média de cada uma das extinções:

- $x = (1+0+15+0+1+6) / 6 = 3,83$;
- $y = (1+0+5+0+1+3) / 6 = 1,67$.

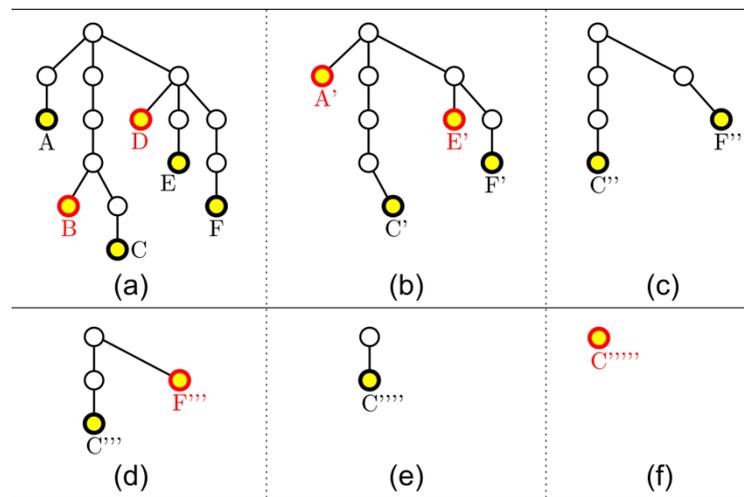


Figura 4: Filtragens sucessivas de nós folhas (subárvore com altura topológica igual a zero ou sem nenhum descendente). (a) Extinção dos máximos regionais B e D, ambos com $E_d=0$; $E_a=0$. (b) Extinção de A' e E', ambos com $E_d=1$; $E_a=1$. (c) Nenhuma extinção. (d) Extinção de F''' com $E_d=6$; $E_a=3$. (e) Nenhuma extinção. (f) Extinção de C'''' com $E_d=15$; $E_a=5$.

Portanto, o **descriptor** de uma imagem em níveis de cinza é constituído por dois escalares:

- x : média das extinções de número de descendentes entre todos os máximos regionais;
- y : média das extinções de altura topológica entre todos os máximos regionais.

3 | PRÉ-PROCESSAMENTO

Cada foto do banco de imagens é colorida e tem resolução 3888 x 2592 pixels. Antes da construção da árvore de componentes e extração do descriptor, cinco passos iniciais foram estabelecidos para normalização da imagem de entrada:

1. Conversão para níveis de cinza;
2. Redução para 1024 x 683 (26%);
3. Equalização do histograma;
4. Normalização das intensidades entre 0 e 255;
5. Máximo, pixel a pixel, entre a imagem do passo 4 e o seu negativo.

O resultado de cada passo, para uma imagem de exemplo, pode ser observado na Figura 5. Em (a), o resultado dos passos 1 e 2. Esta redução torna a extração de descritores mais eficiente (na ordem de 5 segundos). Em (b), a equalização do passo 3 e, em (c), a normalização do passo 4, de forma a distribuir e regularizar os níveis de cinza. Por fim, em (d), o máximo entre (c) e seu negativo, feito no passo 5,

sendo uma transformação apropriada à construção da árvore de componentes devido à orientação a máximos regionais.

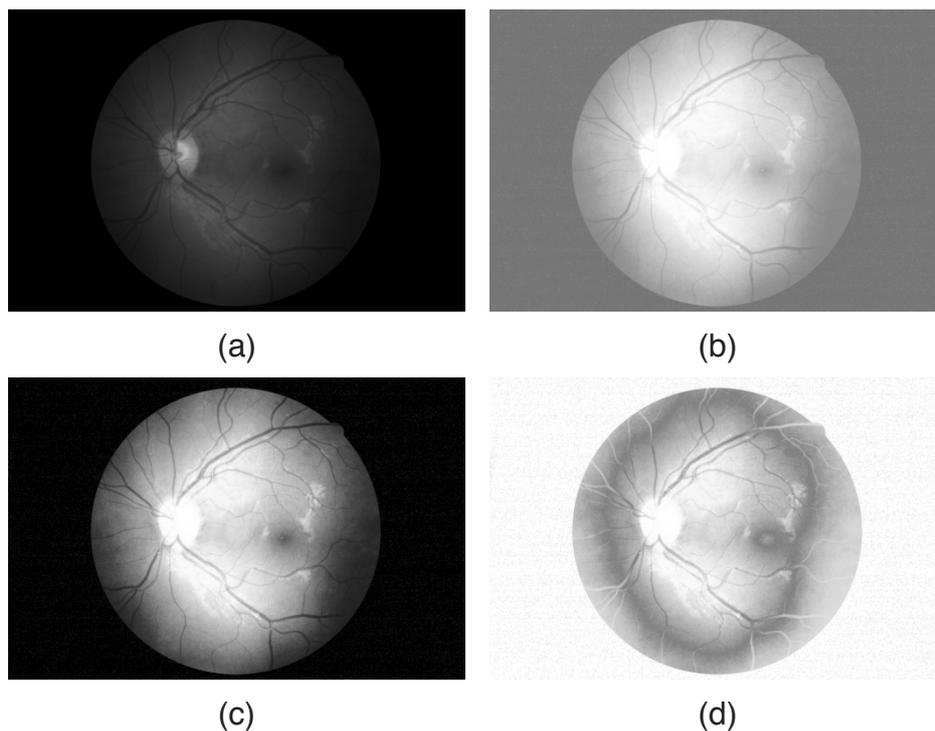


Figura 5: Pré-processamento. (a) Imagem reduzida e em níveis de cinza. (b) Equalização do histograma. (c) Normalização de 0 a 255. (d) Máximo entre (c) e o negativo de (c).

4 | RESULTADOS

A visualização da disposição do descritor (em x , a extinção média de número de descendentes; e em y , a extinção média de altura topológica), para cada uma das 36 fotos do banco de imagens, após este pré-processamento, é apresentada na Figura 6. Os pontos em azul são relativos às imagens de qualidade boa, e os vermelhos, às de qualidade ruim. A separação automática dos conjuntos e criação de duas regiões de influência, uma em azul e outra em vermelho, foi estabelecida por meio do classificador k NN ao adotar k igual a 3, com pesos uniformes para todos os pontos e métrica de distância Euclidiana (adotada em todos os experimentos). Observa-se que a quase a totalidade dos pontos foi classificada corretamente, demonstrando preliminarmente a eficácia do descritor proposto. Um conjunto de testes e uma análise estatística, para confirmar esta tese, são apresentados na sequência.

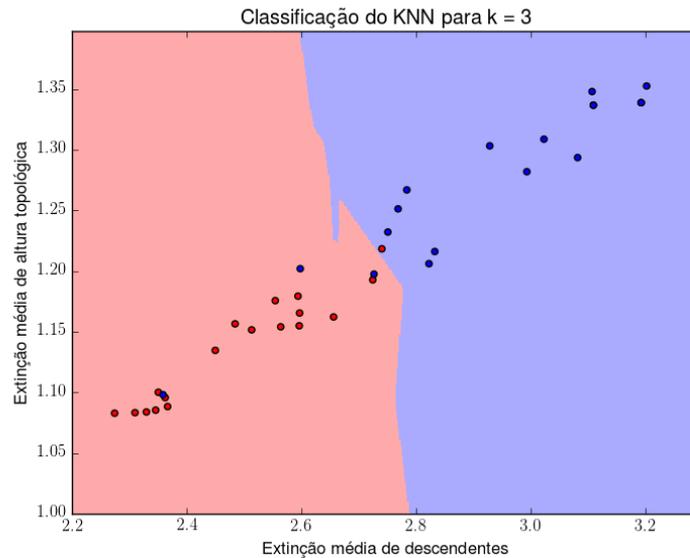


Figura 6: Disposição da extinção média de número de descendentes, no eixo horizontal, e extinção média de altura topológica, no eixo vertical, das 36 amostras, e áreas definidas pelo classificador k NN, usando $k=3$.

Experimentos

Para um resultado satisfatório do k NN, foram testados os primeiros valores ímpares (em *grid search*), sendo escolhido $k=3$. Os valores de sensibilidade (ou taxa de verdadeiros positivos), especificidade (ou taxa de verdadeiros negativos) e acurácia foram, respectivamente, iguais a $0,93\pm 0,13$, $0,93\pm 0,13$ e $0,90\pm 0,12$, para a classificação binária, considerando a validação cruzada *n-fold*, para $n=10$, ou seja, divisões sucessivas e representativas do conjunto de imagens em 10 partes, sendo uma para teste e as demais para treinamento. Para esses mesmos experimentos, curvas ROC (*Receiver Operating Characteristic*) são construídas com os respectivos cálculos de área sob a curva (AUC). Estes resultados podem ser vistos na Figura 7, sendo a melhor condição encontrada para $k=3$ com AUC de 93% (com menor desvio padrão, de 10%, em relação aos demais testes).

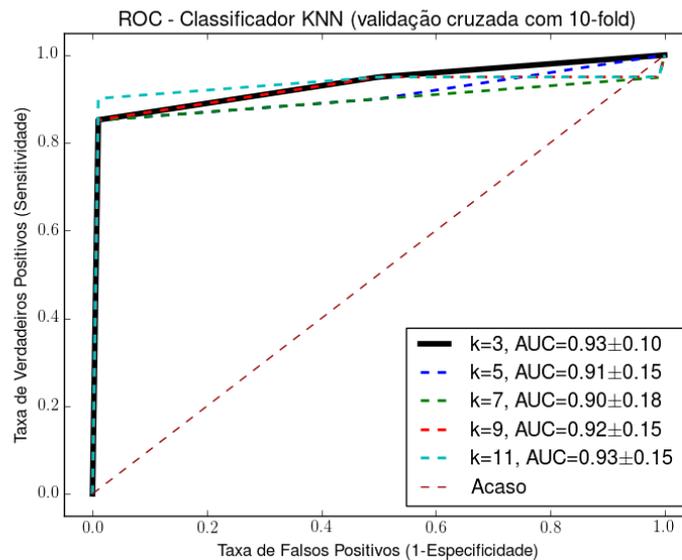


Figura 7: Curva ROC e indicação da área sob a curva (AUC) da validação cruzada “10-fold” do kNN para alguns valores de k .

5 | DISCUSSÃO

A avaliação do desempenho da proposta deste trabalho, em relação à literatura, não é simples, visto que, em cada estudo, são utilizadas bases de imagens distintas, em diferentes resoluções e quantidades de amostras. Na Tabela 2, são exibidas algumas características e resultados de alguns métodos. Em relação ao método proposto no presente trabalho, pode-se não efetuar nenhuma remoção de nós (sem recortes), tratando a imagem globalmente, ou proceder as remoções descritas no início do texto (com recortes). Observa-se o ganho de acurácia com este procedimento.

6 | CONCLUSÃO

Em processamento de imagens, valores de extinção são normalmente empregados na determinação de marcadores relevantes à segmentação (SILVA; LOTUFO, 2011). Neste trabalho, houve uma aplicação inédita de extinção média de descendentes e de altura topológica em avaliação de qualidade de fotos de fundo de olho. Imagens desfocadas, em geral, têm estes dois valores relativamente menores do que em imagens de qualidade aceitável. A classificação resultou em 90% de acurácia e de 93% de área ROC. O descritor, constituído pelas duas extinções médias, é definido globalmente ou após o descarte de componentes conexos com caixas envolventes não totalmente contidas no círculo central de cada imagem original. A aplicação em outras bases de imagens e testes com outros classificadores, tais como Máquina de Vetores de Suporte (SVM) ou Redes Neurais Artificiais (ANN), devem ser implementados.

Estudo	Base de imagens	Algoritmos principais	Sensitividade	Especificidade	Acurácia
Fasih (2014)	Própria 100 imagens	Texturas, SVM, 10-fold.	87%	89%	86%
Nugroho et al. (2014)	HEI-MED 47 imagens	Segmentação e contraste, Naïve Bayes.	98%	80%	89%
Proposto sem recortes	HRF 36 imagens	Valores de extinção, kNN (k=9), 10-fold.	87%	82%	82%
Proposto com recortes	HRF 36 imagens	Valores de extinção, kNN (k=3), 10-fold.	93%	93%	90%

Tabela 2: Resultados de alguns trabalhos com bases de imagens distintas.

7 | CONCLUSÃO

Em processamento de imagens, valores de extinção são normalmente empregados na determinação de marcadores relevantes à segmentação (SILVA; LOTUFO, 2011). Neste trabalho, houve uma aplicação inédita de extinção média de descendentes e de altura topológica em avaliação de qualidade de fotos de fundo de olho. Imagens desfocadas, em geral, têm estes dois valores relativamente menores do que em imagens de qualidade aceitável. A classificação resultou em 90% de acurácia e de 93% de área ROC. O descritor, constituído pelas duas extinções médias, é definido globalmente ou após o descarte de componentes conexos com caixas envolventes não totalmente contidas no círculo central de cada imagem original. A aplicação em outras bases de imagens e testes com outros classificadores, tais como Máquina de Vetores de Suporte (SVM) ou Redes Neurais Artificiais (ANN), devem ser implementados.

AGRADECIMENTOS

O autor agradece a disponibilização da base HRF, rotulada pelo grupo da FAU, Alemanha. E à equipe da Oftalmologia da Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP pela assessoria a pesquisas com imagens de fundo de olho.

REFERÊNCIAS

- ABRÀMOFF, M. D.; NIEMEIJER, M.; SUTTORP-SCHULTEN, M. S. A.; VIERGEVER, M. A.; RUSSELL, S. R.; VAN GINNEKEN, B. **Evaluation of a system for automatic detection of diabetic retinopathy from color fundus photographs in a large population of patients with diabetes.** Diabetes Care 31, 2008, p. 193-198.
- DAVIS, H.; RUSSELL, S.; BARRIGA, E.; ABRÀMOFF, M.; SOLIZ, P. **Vision-based, real-time retinal image quality assessment.** 22nd IEEE International Symposium on Computer-Based Medical Systems, 2009, p. 1-6.
- DUDA, R. O.; HART, P. E.; STORK, D. G. **Pattern classification.** 2nd ed. John Wiley & Sons, 2001.
- FASIH, M. **Retinal image quality assessment using supervised classification [dissertação].** Université de Montréal, 2014.
- KÖHLER, T.; BUDAI, A.; KRAUS, M. F.; ODSTRČILIK, J.; MICHELSON, G.; HORNEGGER, J. **Automatic no-reference quality assessment for retinal fundus images using vessel segmentation.** Proceedings of the 26th IEEE International Symposium on Computer-Based Medical Systems, 2013, p. 95-100.
- NUGROHO, H. A.; YULIANTI, T.; SETIAWAN, N. A.; DHARMAWAN, D. A. **Contrast measurement for no-reference retinal image quality assessment.** 6th International Conference on Information Technology and Electrical Engineering, 2014, p. 1-4.
- SILVA, AG, LOTUFO RA. **Efficient computation of new extinction values from extended component tree.** Pattern Recognition Letters, v. 32, p. 79-90, 2011.

EXPOSIÇÃO À RADIAÇÃO IONIZANTE EM CIRURGIAS ORTOPÉDICAS

Celso Júnio Aguiar Mendonça

Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR, CPGEI Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Curitiba, Brasil.

Frieda Saicla Barros

Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR, PPGEB Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Curitiba, Brasil.

Bertoldo Schneider Júnior

Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR, CPGEI Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Curitiba, Brasil.

RESUMO: Técnicas modernas em cirurgia ortopédica como as técnicas minimamente invasivas em procedimentos cirúrgicos utilizam cada vez mais de imagens fluoroscópicas durante os procedimentos operatórios apresentando um risco aos cirurgiões devido à exposição à radiação ionizante. Este artigo é uma revisão integrativa da literatura sobre exposição à radiação de cirurgiões ortopédicos.

PALAVRAS-CHAVE: Radiação Ionizante, Fluoroscopia, Radioproteção, Cirurgia Ortopédica.

ABSTRACT: Modern techniques in orthopedic surgery such as minimally invasive techniques in surgical procedures increasingly use

fluoroscopic images during operative procedures inducing a risk to surgeons due to exposure to ionizing radiation. This article is an integrative review of the literature on radiation exposure of orthopedic surgeons.

KEYWORDS: Ionizing Radiation, Fluoroscopy, Radioprotection, Orthopedic Surgery.

1 | INTRODUÇÃO

Com o avanço e desenvolvimento de técnicas em cirurgias ortopédicas, o uso de fluoroscópio (arco em C) tornou-se uma ferramenta importante na realização de procedimentos cirúrgicos menos mórbitos para os pacientes com a utilização, cada vez maior, de técnicas menos invasivas (MATITYAHU *et al.*, 2017). A utilização do fluoroscópio promove uma visualização das estruturas ósseas para colocação adequada do material de osteossíntese, além de diminuir o tempo cirúrgico (PALÁCIO *et al.*, 2014)(ANUPAM *et al.*, 2015). Equipes cirúrgicas de trauma ortopédico que utilizam técnicas de redução indireta de fraturas e utilizam técnicas de osteossíntese com princípios de estabilização relativa, além das equipes de reconstrução e alongamento ósseo que utilizam fixadores externos, são os profissionais ortopédicos que mais utilizam o

fluoroscópio, portanto, mais expostos à radiação ionizante (ANUPAM *et al.*, 2015). Com uso de técnicas minimamente invasivas os cirurgiões recebem uma dose maior de radiação ionizante comparado com procedimentos abertos (MATITYAHU *et al.*, 2017)(KESAVACHANDRAN; HAAMANN; NIENHAUS, 2012).

Objetivo:

O objetivo deste estudo foi documentar que durante a atividade do cirurgião ortopédico a exposição da radiação ionizante é um fator de risco considerável a saúde deste profissional e mostrar como a legislação brasileira trata deste assunto.

2 | MATERIAIS E MÉTODOS

Foi realizada uma revisão integrativa na literatura internacional em julho de 2018 nas seguintes bases de dados: Lilacs e Pubmed com as seguintes palavras chaves: *Radiation, Protection, Orthopedics* sendo selecionados 43 artigos na Bireme e 82 artigos no Pubmed e outra pesquisa com a sequência das palavras chaves: *Ionizing, Radiation, Protection, Orthopedic, Surgery* sendo selecionados Bireme 20 artigos Pubmed 27 artigos, sem estabelecer período de temporalidade. Para redação deste trabalho foram utilizados 13 artigos desta revisão.

Também foi realizado um levantamento de toda a legislação brasileira que trata da proteção radiológica dos trabalhadores na área de saúde: Resolução da Comissão Nacional de Energia Nuclear - CNEN 164/14, Norma Regulamentadora (NR) 16 e NR 32 do Ministério do Trabalho, e a Portaria SVS/MS nº 453/98 da ANVISA.

Foi incluído neste estudo um trabalho apresentado na International Joint Conference RADIO 26-29 de agosto de 2014 em Gramado – RS, Brasil.

3 | DISCUSSÃO

De acordo com a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) a proteção radiológica ou Radioproteção são o conjunto de medidas que visam a proteger o ser humano e seus descendentes contra possíveis efeitos indesejados causados pela radiação ionizante (BRASIL, 2014). Os efeitos a longo prazo de exposição a baixas doses ainda não são completamente conhecidos (MATITYAHU *et al.*, 2017). A radioproteção visa proteger qualquer tipo ou grau de exposição por parte do trabalhador, em nosso caso, o médico ortopedista, da radiação ionizante por ele exposto durante a realização de procedimento cirúrgico com uso de fluoroscópio. Existem 2 tipos de efeitos da radiação ionizante que pode atuar sobre o ortopedista em sua atividade laborativa. São eles:

- **Efeitos Determinísticos** - efeitos para os quais existe um limiar de dose absorvida necessário para sua ocorrência e cuja gravidade aumenta com o aumento da dose.
- **Efeitos Estocásticos** - efeitos para os quais não existe um limiar de dose para sua ocorrência e cuja probabilidade de ocorrência é uma função da dose. A gravidade desses efeitos é independente da dose [5].

De acordo com a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (International Commission on Radiological Protection - ICRP) e a norma do CNEN 164/14, existem 3 categorias de exposição: exposição ocupacional, exposição do público e exposição médica. O uso de fluoroscópio durante os procedimentos cirúrgicos ortopédicos gera exposição ao paciente, a equipe cirurgia e ao técnico de radiologia (operador do aparelho), devido à proximidade de todas estas pessoas a fonte emissora de radiação ionizante. Os fluoroscópios emitem dose de aproximadamente 5 rads por minuto (PALÁCIO *et al.*, 2014). A ICRP recomenda que o limite de exposição ocupacional anual não ultrapasse 20 mSv como média em 5 anos, com limite equivalente de dose para os olhos de 20 mSv e de 500 mSv para a pele, mãos e pés (MATITYAHU *et al.*, 2017).

No Brasil a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) regulamenta as normas de segurança para indivíduos ocupacionalmente expostos (IOE) a radiação ionizante, com relação as responsabilidades do empregador e do empregado. Estas normas incluem estabelecimento da estimativa das doses anuais, treinamento, medidas de proteção radiológica com o uso adequado de Equipamento de Proteção Individual - EPI (avental de chumbo, protetor de tireoide, óculos plumbíferos) monitoramento individual (dosímetros). Locais anatômicos como os olhos, glândula tireoide e mãos são mais vulneráveis a radiação considerando o uso limitado dos equipamentos de proteção individual nos procedimentos cirúrgicos (KESAVACHANDRAN; HAAMANN; NIENHAUS, 2012). Os aventais de chumbo e os protetores de tireoide são usados geralmente para reduzir a exposição da radiação durante a fluoroscopia, mas os dados sugerem que os olhos do cirurgião e mãos possam ser os locais de maior exposição pelo cirurgião (HOFFLE; ILYAS, 2015). A ICRP em 2007 publicou em relatório que os olhos podem ser mais radiosensíveis do que previamente havia sido pensado (BERNARD *et al.*, 2016). Kesavachandran *et al.* concluíram que apesar das atuais precauções contra radiação estarem adequadas mais estudos são necessários devido a variação da dose de radiação na equipe cirúrgica e nos diferentes locais anatômicos (KESAVACHANDRAN; HAAMANN; NIENHAUS, 2012).

Nas últimas décadas houve uma crescente utilização de técnicas minimamente invasivas, com menos desvitalização de partes moles, ocasionando menos morbidade para o paciente, utilizando para isto o fluoroscópio em arco em C para realização da maioria deste tipo de cirurgia (MATITYAHU *et al.*, 2017). Há um uso muito frequente

em áreas como o trauma ortopédico, em reconstrução e alongamento ósseo e em cirurgias da coluna vertebral. A exposição à radiação ionizante varia de acordo com a especialidade cirúrgica e com os diferentes procedimentos. Estudos mostram que entre os procedimentos cirúrgicos que são mais responsáveis pela exposição à radiação ionizante está a cirurgia para osteossíntese de fratura do fêmur com uso de haste intramedular (KESAVACHANDRAN; HAAMANN; NIENHAUS, 2012) e cirurgias da coluna vertebral (MATITYAHU *et al.*, 2017). Durante procedimentos cirúrgicos ortopédicos como colocação de haste intramedular, a exposição do cirurgião a radiação ionizante é considerável devido ao tempo de exposição para a realização do bloqueio da haste chegando a média de radiação por cirurgia de 100 milirems (SANDERS *et al.*, 1993).

Segundo Giordano *et al.* em seu estudo as doses de exposição do cirurgião que foram registradas sob um avental de chumbo atingiram o pico de 62 mrem (0,62 mSv), enquanto a dose de entrada da pele do paciente atingiu quase 270 mGy durante um período médio de fluoroscopia de 1,69 minutos. Embora esses níveis representem claramente valores sub-limiares para efeitos determinísticos (2 Gy) e baixa dose efetiva geral, eles são preocupantes haja vista o cirurgião realiza dezenas de cirurgias por ano (GIORDANO *et al.*, 2011).

O CNEN recomenda que a dose efetiva para indivíduos ocupacionalmente expostos (IOE) à radiação ionizante não deve exceder a dose limite de 20 mSv por ano em média, avaliada em 5 anos, considerando que a dose efetiva não deve exceder a 50 mSv em um único ano. Palácio *et al.* demonstraram em um estudo que durante o período de apenas 6 meses, os residentes do programa de residência médica em ortopedia e traumatologia receberam em média um quarto do máximo de dose permitida para o período de 1 ano. Este autor alega que há possibilidade de dose máxima permitida ser ultrapassada, pois os residentes realizam outros procedimentos cirúrgicos com uso do fluoroscópio além do tipo de procedimento cirúrgico realizado neste estudo (PALÁCIO *et al.*, 2014).

A quantidade de radiação exposta suficiente para o aumento do risco de doença ainda não é claro (HOFFLE; ILYAS, 2015). Segundo as diretrizes internacionais sobre o limite de exposição recomendados, os efeitos a longo prazo sobre a saúde devido à exposição intermitentes de baixas doses de radiação são desconhecidos (HOFFLE; ILYAS, 2015). Entretanto, uma vez que a dose efetiva é conhecida, o risco de fatal de neoplasia pode ser estimado. Uma probabilidade nominal de 5% por Sievert é geralmente estimada para uma população adulta (GIORDANO *et al.*, 2011). Vários estudos têm sido realizados na tentativa de se relacionar a exposição à radiação ionizante e doenças neoplásicas. Leuraud *et al.* publicaram um estudo coorte que fornece fortes evidências de associações positivas entre exposição prolongada de radiação de baixa dose e leucemia (LEURAUD *et al.*, 2015).

Lo *et al.* relataram em seu estudo que cada minuto de exposição (60 tiros) é equivalente a uma exposição de radiografia computadorizada ou 4rads de radiação e

que muitos cenários de fixação de fraturas peri-articulares requerem muitos minutos dessas exposições (LO; GOH; KHONG, 1996).

Zadeh e Briggs em 1997 concluíram que os níveis atuais de exposição ocupacional aos raios-X por cirurgiões ortopédicos podem não de estar associados a um risco aumentado de anomalias congênitas ou neoplasias infantis em seus filhos. Entretanto neste estudo foi observado a ocorrência de anormalidades congênitas em crianças de cirurgiões ortopédicos, obstetras e ginecologistas estudados sendo motivo de preocupação e pode estar relacionado com a exposição ocupacional ao ambiente do teatro de operações (ZADEH; BRIGGS, 1997).

De Melo *et al.* demonstraram que o uso irregular do dosímetro por parte dos médicos expostos a radiação ionizante durante procedimentos intervencionistas prejudicava a medição adequada da exposição. Foi realizada a análise das doses em 2 momentos: no primeiro não houve orientação quanto a necessidade de uso de dosímetro, no segundo os profissionais realizaram todos os procedimentos utilizando os dosímetros. O resultado do estudo mostrou uma dose efetiva média dos profissionais/ano de 8,60mSv no primeiro momento, contra uma dose de 27,41 mSv no segundo momento após uso regular do dosímetro, ultrapassando a taxa anual permitida pelo CNEN. A comparação resultou em um aumento de dose efetiva por profissional em quase 300% (DE MELO *et al.*, 2014).

Os cirurgiões podem minimizar a exposição através da compreensão da física básica da radiação de raios-X e maximizar todas as tecnologias de segurança que suas unidades de fluoroscopia específicas oferecem. As intervenções específicas incluem a alteração da configuração fluoroscópica e a posição do cirurgião para maximizar a distância da fonte de radiação, limitar a intensidade de radiação e o tempo de exposição, usar colimação, remover as mãos do caminho do feixe de radiação e usar equipamento de proteção pessoal (HOFFLE; ILYAS, 2015).

De acordo com o estudo de Valone *et al.*, a prevalência de câncer de mama é maior entre os cirurgiões ortopédicos do sexo feminino em comparação com a população geral de mulheres dos Estados Unidos da América (EUA). O local mais comum de câncer de mama, o quadrante externo superior, pode não estar adequadamente protegido da radiação intraoperatória. Fatores associados à maior exposição à radiação da mama (tamanho e tipo de avental de proteção, posição do cirurgião e posição do arco em C) ainda não foram estabelecidos. Concluem neste estudo que a exposição à radiação da mama é maior em uma projeção lateral do arco em C em comparação com uma projeção ântero-posterior. Fatores que podem reduzir a exposição à radiação incluem proteção de chumbo de tamanho apropriado para proteção das mamas e distanciamento da axila do campo operatório e do tubo de raios-X (VALONE *et al.*, 2016).

O cirurgião ortopédico exposto à fluoroscopia intraoperatória pode ter um risco de exposição à radiação e pode estar em maior risco de câncer induzido a exposição à radiação segundo Giordano *et al.* Este autor alega que “até que o acúmulo de radiação de grande volume seja melhor compreendido, recomendamos proteção de chumbo

para reduzir a exposição à radiação intraoperatória e distanciar-se da fonte de raios-X ao obter imagens laterais” (GIORDANO *et al.*, 2011) Desta maneira, o uso dos EPIs se torna necessário e obrigatório na tentativa de se neutralizar o risco da exposição à radiação ionizante.

Segundo Matityahu *et al.* em sua revisão sistemática cita que os efeitos a longo prazo de baixas doses de radiação ionizante aumentam o risco de neoplasias, catarata e possivelmente associado ao desenvolvimento de doenças hereditárias ou crônicas como doenças circulatórias ou imunes (MATITYAHU *et al.*, 2017).

Ainda em seu trabalho de revisão sistemática Matityahu *et al.* concluíram que com o uso crescente de imagens intraoperatórias, há uma necessidade crescente de uma conscientização do cirurgião a respeito da exposição a radiação ionizante. A exposição à radiação pode ser prejudicial e devem ser seguidos alguns procedimentos para minimizar a exposição. Este autor sugere algumas medidas que diminuem a exposição à radiação para a equipe cirúrgica:

- Manter as mãos fora de campo.
- Usar proteção de chumbo para a tireoide e o corpo.
- Manter a liderança entre o cirurgião e o operador do fluoroscópio.
- O aumento da distância do Arco em C ao cirurgião tem uma diminuição logarítmica da radiação até 2 m.
- Mover o tubo de radiação do lado do operador para o lado do paciente.
- Usar luvas plumbíferas.
- Usar óculos plumbíferos e
- Alterar do controle de exposição automático para o manual.

Como exposto anteriormente, a radioproteção da equipe cirúrgica depende do conhecimento da mesma sobre o assunto, do treinamento que a equipe recebeu para a utilização dos EPIs e uso adequado do aparelho de fluoroscopia. Neste sentido o uso inadequado do aparelho com grande tempo de exposição ou posicionamento inadequado do mesmo pode colocar em risco a saúde do cirurgião e da equipe cirúrgica. Muitas instituições Norte Americanas têm exigido certificados de funcionamento adequado dos aparelhos e certificação de treinamento dos profissionais que irão operar estes equipamentos (VALONE *et al.*, 2016).

3.1 Considerações sobre a Legislação Brasileira de Radioproteção:

A legislação brasileira que regulamenta a exposição ocupacional a radiação ionizante são as Normas Regulamentadoras do Ministério do Trabalho: NR 16 - Atividades e Operações Perigosas (BRASIL, 2015) e NR 32 - Segurança e Saúde no Trabalho em Serviços de Saúde (BRASIL, 2011), a Portaria da ANVISA 453/98

(BRASIL, 1998) e a Resolução do CNEN 164/14 (BRASIL, 2014).

A portaria da Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA 453/98 de 01 de junho de 1998 estabelece as diretrizes básicas de proteção radiológica e em radiodiagnóstico médico e odontológico, para assegurar os requisitos mínimos de proteção radiológica aos pacientes, aos profissionais e ao público em geral. Esta portaria considera as diretrizes básicas de vários órgãos internacionais e nacionais como, por exemplo, a ICRP e o CNEN. Um dos objetivos desta portaria é estabelecer parâmetros e regulamentar ações para o controle das exposições médicas e exposições ocupacionais. Considera-se como campo de aplicação desta portaria pessoas jurídicas e físicas, de direito privado e público. Estabelecem-se nesta portaria que as Secretarias de Vigilância Sanitária nos âmbitos federal, estadual e municipal são os órgãos reguladores e fiscalizadores da aplicação desta portaria. A portaria 453/98 estabelece de acordo com as resoluções do CNEN que devem ser controlados as exposições ocupacionais de cada indivíduo e que os valores limites não sejam excedidos, sendo que o controle deve ser realizado da seguinte forma:

- a) A dose efetiva média anual não deve exceder 20 mSv em qualquer período de 5 anos consecutivos, não podendo exceder 50 mSv em nenhum ano.
- b) A dose equivalente anual não deve exceder 500 mSv para extremidades e 150 mSv para o cristalino.

Esta portaria também estabelece que os titulares e empregadores tenham a responsabilidade de prover a monitorização individual e o controle da saúde do pessoal ocupacionalmente exposto (com medida dos valores das doses registradas nos dosímetros mensalmente) e prover as vestimentas de proteção individual para a proteção dos pacientes e eventuais acompanhantes e da equipe de saúde. Além disto, de garantir que seja fornecida à equipe, por escrito, informação adequada sobre os riscos decorrentes das exposições médicas e das exposições ocupacionais.

A portaria da ANVISA 453/98 estabelece que todo equipamento de fluoroscopia deve possuir:

- Sistema de intensificação de imagem
- Dispositivo para selecionar um tempo acumulado na fluoroscopia. Este tempo não deve exceder 5 minutos sem que o dispositivo seja reajustado. Um alarme sonoro deve indicar o término do tempo pré-selecionado e continuar soando enquanto os raios-x são emitidos, até que o dispositivo seja reajustado. Decorridos 10 minutos sem que seja reajustado o dispositivo, a exposição será interrompida. Alternativamente, o dispositivo pode interromper a exposição ao final do tempo selecionado.
- Diafragma regulável para definir o feixe útil.
- Cortina ou saiate plumbífero inferior/lateral para a proteção do operador contra a radiação espalhada pelo paciente, com espessura não inferior a

0,5 mm equivalente de chumbo a 100 KVp.

- Sistema para impedir que a distância foco-pele seja inferior a 30 cm para equipamentos móveis.
- Sistema para garantir que o feixe de radiação seja completamente restrito à área do receptor de imagem e
- Um sinal sonoro contínuo quando o controle de “alto nível” estiver acionado.

Esta portaria estabelece com relação a proteção individual de todos os profissionais necessários na sala cirúrgica devem posicionar-se de tal forma que nenhuma parte do corpo incluindo extremidades seja atingida pelo feixe primário sem estar protegido por 0,5 mm equivalente de chumbo e que em eventuais palpações (posicionamento das mãos entre a fonte emissora de radiação e o corpo do paciente) devem ser realizadas somente com luvas plumbíferas com proteção não inferior ao equivalente a 0,25 mm de chumbo. Além disto, o tempo de exposição deve ser anotado nos assentamentos (prontuário) do paciente.

Apesar de existir uma legislação específica para a radioproteção em ambiente cirúrgico, estas diretrizes técnicas para a proteção da saúde ocupacional da equipe cirúrgica (principalmente o médico cirurgião ortopédico, que é o profissional que mais recebe a radiação dos feixes primários e secundários) são pouco implementadas neste meio por questões de falta de conhecimento e menosprezo pelos riscos desta exposição por parte dos profissionais e dos gestores. Cabe ressaltar que o médico ortopedista é exposto de maneira crônica e intermitente durante todo o período de sua carreira profissional o que pode durar em média 25 anos de trabalho.

A NR 16 considera em seu anexo como atividade e operações perigosas com radiações ionizantes ou substâncias radioativas atividades de operação de raios-X, com irradiadores de radiação gama, radiação beta ou radiação de nêutrons incluindo dentre outros diagnósticos médico e odontológico considerando como área de risco laboratório de testes, ensaios e calibração com as fontes de radiação descritas (BRASIL, 2015). Analisando esta norma regulamentadora (NR) que teve sua primeira publicação no Diário Oficial da União (DOU) em 06/07/78, e a última alteração em 08/01/15 percebe-se que esta NR encontra-se antiquada no sentido de caracterizar os profissionais de saúde que realizam procedimentos cirúrgicos e invasivos com a utilização de fluoroscopia, haja vista, dois aspectos importantes a serem considerados: o uso deste tipo de recurso diagnóstico é uma tecnologia cada dia mais utilizada em procedimentos cirúrgicos e intervencionistas, e o médico cirurgião ou intervencionista encontra-se mais exposto à radiação ionizante do que o técnico em radiologia que opera o aparelho de fluoroscopia, devido à grande proximidade do médico com a fonte emissora de radiação. Já a NR 32 estabelece com relação às radiações ionizantes que devem ser observados as disposições estabelecidas pelas normas específicas da Comissão Nacional de Energia Nuclear – CNEN e da Agência Nacional de Vigilância

Sanitária – ANVISA, do Ministério da Saúde (BRASIL, 2011). Da mesma forma que a NR 16, a NR 32 não é específica com relação a radioproteção dos médicos expostos a radiação ionizante, mas estabelece que os profissionais de saúde expostos a radiação ionizante devem utilizar dosímetros para monitorização individual e utilizarem os EPIs adequado para a realização da atividade laborativa.

4 | CONCLUSÃO

De acordo com a literatura apresentada neste estudo e de acordo com a legislação brasileira que regulamenta a radioproteção de profissionais expostos a radiação ionizante durante atividade laborativa, o cirurgião ortopédico enquadra-se dentre os profissionais expostos a este tipo de radiação. Realizando uma análise criteriosa sobre a legislação vigente no Brasil, conclui-se que existem falhas com relação a caracterização da exposição à radiação ionizante dos profissionais que realizam procedimentos cirúrgico e intervencionistas com uso de fluoroscópio. É necessária a realização de estudos e análises técnicas com vistas à modernização da legislação vigente com relação à radioproteção dos profissionais de saúde (cirurgiões e médicos intervencionistas) para que estes não sejam desassistidos em seus direitos.

REFERÊNCIAS

- ANUPAM M. *et al.*: **Occupation radiation exposure from C arm fluoroscopy during common orthopedic surgical procedures and its prevention.** *Journal of Clinical and Diagnostic Research.* 2015; 9(3): 1-4.
- BERNARD S. G. R. *et al.*: **Radiation protection of the eye lens in medical workers-basis an impact of the ICRP recomendations.** *Br J Radiolog.* 2016; 89(1060): 20151034.
- BRASIL. Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica: Norma CNEN NN 3.01 / Resolução CNEN 164/14 de 11 de março de 2014. **Diário Oficial da União**, Brasília, DF. Disponível em <<http://appasp.cnen.gov.br/seguranca/normas/pdf/Nrm301.pdf>>, Acesso em 29 de julho de 2018.
- BRASIL. Norma Regulamentadora NR 16 – Atividade e Operações Perigosas do Ministério do Trabalho de 08 de janeiro de 2015. **Diário Oficial da União**, Brasília, DF. Disponível em <<http://trabalho.gov.br/images/Documentos/SST/NR/NR16.pdf>>, Acesso em 29 de julho de 2018.
- BRASIL. Norma Regulamentadora NR 32 – Segurança e Saúde no Trabalho em Serviço de Saúde do Ministério do Trabalho de 31 de agosto de 2011. **Diário Oficial da União**, Brasília, DF. Disponível em <<http://trabalho.gov.br/images/Documentos/SST/NR/NR32.pdf>>, Acesso em 29 de julho de 2018.
- BRASIL. Portaria ANVISA SVS/MS nº453/98 de 01 de junho de 1998. **Diário Oficial da União**, Brasília, DF. Disponível em <http://www.conter.gov.br/uploads/legislativo/portaria_453.pdf>, Acesso em 29 de julho de 2018.
- DE MELO F. A. *et al.*: **A importância do uso do dosímetro nos profissionais médicos no serviço de hemodinâmica.** *International Joint Conference RADIO 2014* Gramado, RS, Brazil 26-29 august 2014.

- DO K-H.: **General principles of radiation protection in fields diagnostic medical exposure.** *J Korean Med Sci.* 2016; 31: S6-9.
- GIORDANO B. D. *et al.*: **Radiation Exposure Issues in Orthopedics.** *J Bone Joint Surg Am.* 2011; 93 e69: 1-10.
- HOFFLE C. E., ILYAS A. M.: **Fluoroscopic radiation exposure. Are we protecting ourselves adequately?** *J Bone Joint Surg Am.* 2015; 97: 721-25.
- KESAVACHANDRAN C. N., HAAMANN F., NIENHAUS A.: **Radiation exposure for eyes, thyroid gland and hands in orthopedics staff: a systematic review.** *European Journal of Medical Research.* 2012; 1: 17-28.
- LEURAUD K. *et al.*: **Ionising radiation and risk of death from leukaemia and lymphoma in radiation-monitored workers (INWORKS): international cohort study.** *Lancet Haematol.* 2015; 2: e276-81.
- LO N. N., GOH P. S., KHONG K. S.: **Radiation dosage from use of the image intensifier in orthopaedic surgery.** *Singapore Med J* 1996; 37(1): 69–71.
- MATITYAHU A. *et al.*: **The Great Unknown: A systematic literature review about risk associated with intraoperative imaging during orthopaedic surgeries.** *Injury, Int. J. Care Injured.* 2017; 48(8): 1727-34.
- PALÁCIO E. P. *et al.*: **Exposure of the surgical to ionizing radiation during orthopedic surgical procedures.** *Rev Bras Ortop.* 2014; 49(3): 227-32.
- SANDERS R. *et al.*: **Exposure of the orthopedics surgeon to radiation.** *J Bone Joint Surg Am.* 1993; 75-A: 326-30.
- VALONE L. C. *et al.*: **Breast radiation exposure in female orthopedic surgeons.** *J Bone Joint Surg Am.* 2016; 98: 1808-13.
- ZADEH H. G., BRIGGS T. W. R.: **Ionising radiation: are orthopedic surgeon's offspring at risk?** *Ann R Coll Surg Engl.* 1997; 79: 214-20.

CONSIDERAÇÕES SOBRE O ESPECTRO LUMINOSO DA DESCARGA ELETROCIRÚRGICA

Elton Dias Junior

Instituto Federal do Paraná – IFPR

Campo Largo – Paraná

Evaldo Ribeiro

Universidade Federal do Paraná – UFPR

Curitiba – Paraná

Bertoldo Schneider Junior

Universidade Tecnológica Federal do Paraná –

UTFPR

Curitiba – Paraná

RESUMO: A eletrocirurgia é uma técnica desenvolvida para realizar o corte/coagulação em um procedimento cirúrgico através de uma descarga elétrica entre o bisturi e o tecido orgânico, levando à ablação de parte do tecido e concomitantemente a cauterização dos vasos sanguíneos locais. Embora seja uma técnica de aproximadamente um século, sua descarga elétrica ainda é pouco conhecida e estudada. Neste trabalho, foi realizado um estudo sobre a emissão luminosa da faísca eletrocirúrgica, quando aplicada a amostras de carne de porco e de chuchu. Foi medida a potência total emitida e realizou-se uma análise espectral da faísca no intervalo de 240 a 1100 nm, demonstrando que a radiação emitida é aproximadamente 280 vezes menor que a irradiância solar média na superfície da Terra, e que a quantidade de radiação emitida na faixa

do ultravioleta é somente 0,08 % da emissão total da faísca. Da análise espectral também se verificou que a atmosfera eletrocirúrgica é composta predominantemente por subprodutos da ablação do tecido tratado, uma vez que a emissão atômica de substâncias como Na e K, por exemplo, aparecem com intensidades consistentes com a composição química dos tecidos empregados. O espectro de absorção do chuchu e da carne de porco foi medido no mesmo intervalo espectral.

PALAVRAS-CHAVE: eletrocirurgia, faísca eletrocirúrgica, espectro de emissão.

ABSTRACT: In the present work we performed a study on the light emission caused by the electrosurgery spark, when applied to either pork meat or chayote samples. We measured the spark total emitted power and performed its spectral analysis within the 240 – 1100 nm range, showing that the emitted radiation is about 280 times smaller than the average solar irradiance on Earth surface, and that the amount of ultraviolet emitted light in the process is about 0,08 % of the total spark emission power. From the spectral analysis we also verified that the electrosurgical atmosphere is predominantly composed by the tissue ablation byproducts, since atomic emissions from Na and K, for example, are identified with intensities consistent with the chemical composition of the

used biological tissues. The absorption spectrum of chayote and pork was measured within the same spectral range.

KEYWORDS: electrosurgery, electrosurgical spark, emission spectrum.

1 | INTRODUÇÃO

A eletrocirurgia é uma técnica desenvolvida para realizar o corte/coagulação em um procedimento cirúrgico através de uma descarga elétrica entre o equipamento eletrocirúrgico e o tecido orgânico, levando à ablação de parte do tecido e a concomitante cauterização dos vasos sanguíneos locais (LaCOURSE 1993; WICKER 2000; SCHNEIDER 2005). Esta tecnologia trouxe enormes avanços no campo da medicina prática [WICKER 2000]. Estudos têm sido feitos no sentido de se evitar os efeitos indesejados em procedimentos eletrocirúrgicos, como a eletroestimulação e a queimadura em DC (LEEMING 1970; SCHNEIDER 2007; SCHNEIDER 2010). Estes efeitos se originam na distribuição assimétrica dos portadores de carga em cada ciclo de tensão que leva ao carregamento e descarregamento do capacitor de proteção no circuito do paciente (LEEMING 1970; SCHNEIDER 2010). Embora alguma atenção tenha sido devotada aos aspectos elétricos e eletrônicos da produção da faísca [SCHNEIDER 2008; DIAS 2009], há escassez de relatos sobre os efeitos da radiação emitida pela faísca durante uma intervenção cirúrgica. A energia elétrica total entregue pelo equipamento eletrocirúrgico é transformada em várias modalidades de energia, como a térmica, a luminosa e a sonora, por exemplo. Este trabalho foca na parcela da energia total que foi transformada em energia luminosa ou irradiante.

Uma das perguntas que motivou a realização destes experimentos foi a de quanta radiação ultravioleta é emitida pela faísca eletrocirúrgica. Será que tanto cirurgiões como pacientes ficam expostos a doses que podem causar algum tipo de dano? Também é esperado que parte da radiação emitida seja encontrada na região da luz visível, e provavelmente adentre o infravermelho também. Qual seria o efeito dessa radiação ao ser absorvida pelo tecido em torno e abaixo da região do corte eletrocirúrgico?

O presente trabalho visa obter informações que permitam atacar estas questões de maneira objetiva, através de medições da potência luminosa e do levantamento do espectro da luz emitida pela faísca eletrocirúrgica, quando aplicada aos dois tecidos biológicos homologados, a carne de porco (*Sus domesticus*) e o chuchu (*Sechium edule sp*) (SCHNEIDER 2007; SCHNEIDER 2008; DIAS 2009) e de medições de absorvância também nos dois tecidos biológicos. Estas medidas estabelecem parâmetros para estimar os efeitos da radiação emitida pela faísca eletrocirúrgica.

2 | MATERIAIS E MÉTODOS

Os espectros de emissão da faísca eletrocirúrgica bem como o experimento de luminescência foram realizados com o espectrômetro Andor Shamrock 303i, do laboratório de propriedades ópticas da UFPR. Para cada processo de faiscância, detalhados abaixo, foram medidos os sinais de tensão aplicados pelo gerador de funções Tektronics modelo CFG-253. Também foi realizada a medição da potência luminosa emitida pela faísca com um medidor de potência COHERENT – FieldMeter – Laser Power Meter (RoHS). Para o experimento de absorbância foi utilizado o espectrofotômetro Perkin Elmer modelo Lambda 1050 UV/VIS.

O espectro da faísca foi levantado entre 240 nm e 1100 nm, cobrindo desde o ultravioleta até o infravermelho. Para cada intervalo espectral foram realizadas três medições. O brilho da faísca não é contínuo durante o corte, que é dinâmico. Ou seja, há movimento relativo entre o eletrodo ativo e o tecido. O movimento foi realizado manualmente (simulando o corte realizado por um médico durante uma eletrocirurgia). O eletrodo ativo permanecia parado e alinhado com a fenda do espectrômetro. O tecido foi colocado sobre um carrinho com rodas e assim pôde ser movimentado em relação ao eletrodo ativo. A luz emitida pela faísca foi coletada por uma lente de 5,08 cm de diâmetro, colocada a 12,9 cm da faísca. A luz foi colimada sobre a fenda de entrada do espectrômetro.

Ao final, e nas mesmas condições de obtenção do espectro, foi feita a medição da potência luminosa da faísca elétrica. Estes procedimentos foram realizados para os dois tecidos biológicos certificados.

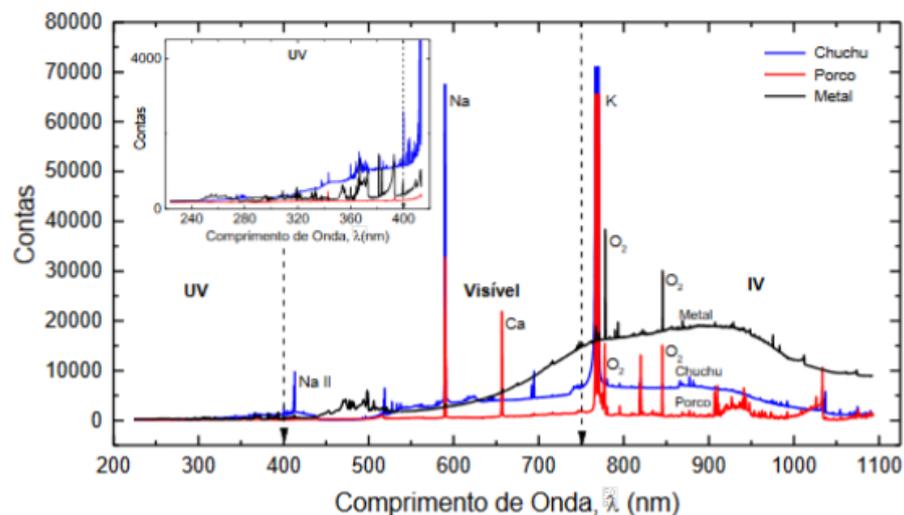


Figura 1: Espectros de emissão da faísca eletrocirúrgica obtidos em experimentos com eletrodo esférico metálico e chuchu, carne de porco e metal (Al). As emissões dos principais constituintes estão indicadas na figura, (physics.nist.gov/PhysRefData/Handbook/element-name.htm). O inset mostra com mais detalhes a região espectral do UV.

3 | RESULTADOS

Em primeiro lugar foi medida a potência total emitida na forma de luz durante o corte eletrocirúrgico. Para o chuchu, a faísca emitiu $(6 \pm 2) 10^{-4}$ W, distribuídos sobre toda a região espectral. Isto corresponde a uma intensidade de $(2 \pm 1) 10^1$ W/m² sobre o tecido biológico abaixo do bisturi durante o corte. Para comparação, é conhecido que a intensidade da luz solar na superfície da Terra é de 1120 W/m² (DIFFEY 2002), ou seja, a luz emitida pela faísca eletrocirúrgica sobre o chuchu é 56 vezes menor que a intensidade média da luz do Sol na superfície da Terra durante a primavera. Experimentos similares realizados durante o corte da carne de porco e do experimento da faísca metal-metal resultaram em potências luminosas de $(11 \pm 4) 10^{-5}$ W, correspondente a uma intensidade de (4 ± 2) W/m² para o porco e a potência luminosa de $(2 \pm 1) 10^{-2}$ W, que corresponde a intensidade de $(8 \pm 4) 10^2$ W/m² para o metal. A faísca produzida no corte da carne de porco é da ordem de 280 vezes menos intensa que a luz solar e para o metal 1,4 vezes menos intensa. Comparando a intensidade luminosa entre os tecidos biológicos, a intensidade da faísca no chuchu é 5 vezes maior do que a intensidade luminosa da faísca com a carne de porco.

O espectro eletromagnético completo das faíscas elétricas é mostrado na Figura 1. Os três espectros obtidos com chuchu (curva azul), carne de porco (curva vermelha) e metal (curva preta) são mostrados juntos. Nota-se que os espectros são compostos, de maneira geral, por um fundo contínuo com sobreposições muito estreitas e, às vezes, intensas.

A origem dessas linhas estreitas está relacionada ao material que é ablado por ocasião do corte eletrocirúrgico. Estes subprodutos formam uma pluma altamente excitada devido ao processo de ablação, e consistem em uma atmosfera, ao redor da faísca, rica nos elementos constituintes do tecido biológico em estudo. Após a ocorrência da quebra de rigidez dielétrica (*breakdown*), a manutenção das faíscas deve ocorrer nesta atmosfera alterada, rica em átomos e moléculas retiradas do tecido, como por exemplo, o sódio e o potássio, presentes em quantidade relativamente grande, tanto no chuchu quanto na carne de porco, como mostra a Tabela 1. Isto indica que a atmosfera eletrocirúrgica não é composta apenas pelo ar e seus constituintes, e sim pelo material retirado do tecido biológico, em sua maioria.

	Chuchu	Porco
Água	94,24 g	61,06 g
Sódio	2 mg	56 mg
Potássio	125 mg	287 mg
Cálcio	17 mg	14 mg
Magnésio	12 mg	19 mg
Fósforo	18 mg	175 mg

Tabela 1: Massas dos principais constituintes encontrados em cada 100 g de chuchu e carne de porco. Para o chuchu: Departamento de informática em saúde da Escola Paulista de Medicina/UFSP. www2.unifesp.br/dis/serviços/nutri/public/alimento/nutriente/id/11149. Acesso em 8 de abril de 2016. Para a carne de porco: <http://foods-recipes.com/food-composition-description/>

Para cada um dos experimentos foi feita a medição da potência total luminosa, como descrito anteriormente, e esta energia está distribuída em comprimento de onda de maneira proporcional à área abaixo de cada uma das curvas dos espectros. Através da integração destas áreas é possível saber a fração da potência total luminosa que é distribuída em cada faixa espectral, conforme indicado por linhas pontilhadas na Figura 1.

A intensidade da radiação ultravioleta sobre a área correspondente à projeção semiesférica do bisturi de 2 mm de raio no tecido biológico é no chuchu de $(5 \pm 2) \cdot 10^{-1} \text{ W/m}^2$. Para comparação, sabemos que a intensidade global da luz solar na superfície da Terra é de 1120 W/m^2 e que 17% devem-se ao ultravioleta (DIFFEY 2002). Portanto, a intensidade do ultravioleta incidente na superfície terrestre ao meio-dia é de aproximadamente 190 W/m^2 . Sendo assim, a radiação ultravioleta emitida pela faísca eletrocirúrgica quando utilizado o chuchu corresponde a 0,26 % daquela entregue pela luz solar na superfície terrestre. Quando utilizado o porco a intensidade de UV é igual a $(16 \pm 8) \cdot 10^{-3} \text{ W/m}^2$, e corresponde a 0,08% da radiação UV do Sol na superfície terrestre. Na faísca sobre o metal os valores da potência e da intensidade foram respectivamente iguais a: $(4 \pm 2) \text{ W/m}^2$ e 2,11% do UV solar.

Uma vez que a faísca emite luz sobre o tecido que não foi cortado, tanto no visível, no infravermelho como no ultravioleta, pode-se perguntar sobre o efeito causado por esta radiação ao ser absorvida pelo tecido biológico que não sofreu ablação. Dois processos podem acontecer: a radiação ultravioleta pode causar danos celulares (e conforme discutido acima, não seria uma preocupação) e o tecido pode se aquecer por absorção de toda a radiação emitida, principalmente o infravermelho. Com isso realizamos medições da absorbância do chuchu e da carne de porco, no mesmo intervalo espectral medido na Figura 1. A Figura 2 mostra o espectro de absorção dos dois tecidos biológicos, bem como as assinaturas de absorção da água, presente nos dois tecidos. Na carne de porco, por possuir sangue, aparecem as absorções da bilirrubina e da oxiemoglobina.

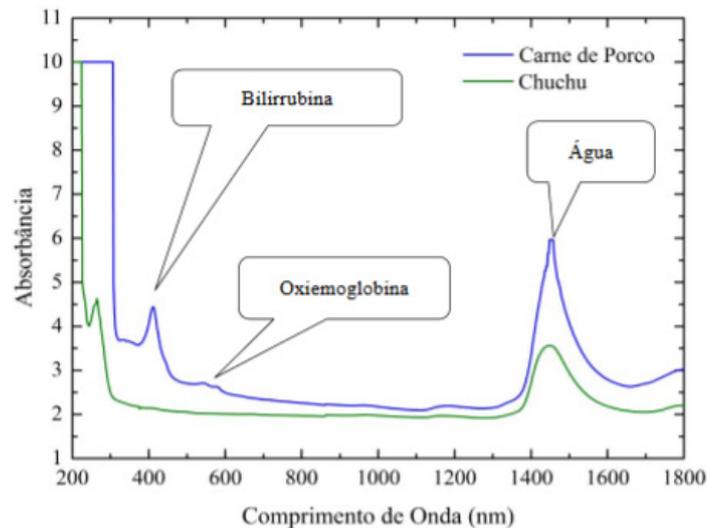


Figura 2: Espectros de absorção do chuchu e da carne de porco. Os espectros de absorção exibem as assinaturas de absorção da água, em ambos tecidos. E para a carne de porco a absorção da bilirrubina e da oxiemoglobina.

O espectro da faísca eletrocirúrgica e o gráfico de absorbância permitiram a determinação da variação de temperatura do tecido biológico em função da incidência dessas radiações. O tecido que recebeu a radiação foi modelado em forma semiesférica. O raio corresponde à penetração da radiação, onde 99,999% da intensidade inicial tenha sido absorvida. As profundidades alcançadas não são iguais, pois o coeficiente de absorção dos tecidos depende do comprimento de onda da radiação, como se pode ver no gráfico da absorbância (Figura 2). Foram separadas as três regiões espectrais de interesse e utilizamos um valor de absorbância média no intervalo para estimar a penetração da luz no material. Após isto, utilizamos a quantidade de energia absorvida em um segundo de faísca para estimar a elevação de temperatura do material ao absorver completamente a parcela da luz em questão. Como resultado, no chuchu, a radiação ultravioleta penetrou 2,31 mm e promoveu uma variação de temperatura de $(1,9 \pm 0,1) \cdot 10^{-4} \text{ }^\circ\text{C}$; A luz visível penetrou 3,84 mm e a temperatura variou de $(1,1 \pm 0,1) \cdot 10^{-3} \text{ }^\circ\text{C}$ e o infravermelho, mais penetrante, atingiu 3,96 mm de profundidade e promoveu uma variação de $(1,7 \pm 0,1) \cdot 10^{-3} \text{ }^\circ\text{C}$ na temperatura do tecido. Para a radiação incidente nos experimentos com a carne de porco, o ultravioleta penetrou 2,41 mm e promoveu uma variação de temperatura de $(3,4 \pm 0,1) \cdot 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}$. No visível a penetração foi de 3,32 mm e a variação de temperatura foi igual a $(1,2 \pm 0,1) \cdot 10^{-4} \text{ }^\circ\text{C}$. E na faixa espectral do infravermelho a penetração no tecido foi de 4,09 mm e a variação de temperatura foi de $(2,0 \pm 0,1) \cdot 10^{-4} \text{ }^\circ\text{C}$.

4 | DISCUSSÃO

O espectro da luz da faísca eletrocirúrgica consiste da emissão luminosa de elementos que compõem os tecidos biológicos, como o sódio e o potássio, por

exemplo, que não se apresentam no ar local. Ou seja, a atmosfera eletrocirúrgica é alterada pela ablação do tecido. Outros picos estreitos que aparecem em todas as regiões espectrais estão relacionados a emissões atômicas (O_2 , N_2 , etc.) que são consistentes com a composição do ar e dos dois tecidos estudados. Retirando estas linhas atômicas, intensas e muito estreitas, a Figura 1 mostra uma emissão de fundo que varia com o comprimento de onda e é responsável pela potência luminosa da faísca. O valor desta emissão, para cada tecido como discutido na seção anterior, foi medido de forma integral e a análise da forma espectral permitiu avaliar quanto desta potência total foi emitida em cada faixa espectral de interesse: ultravioleta, visível e infravermelho. Mostramos que a parcela de radiação emitida pela faísca na faixa do ultravioleta, de interesse por causar degradação celular, é muito baixa, apenas 0,08% da intensidade solar na superfície do planeta, quando utilizada a carne de porco e de 0,26% na faísca com o chuchu. Embora houvesse uma certa impressão de que a faísca não representaria perigo ao médico e ao paciente, nossos resultados quantitativos permitem descartar efeitos nocivos da exposição ao ultravioleta decorrentes da presença da faísca eletrocirúrgica.

O experimento de absorção nos permitiu avaliar como o tecido não ablado absorve a luz emitida pela faísca, e conforme comentado na seção anterior, a quantidade de energia luminosa emitida pela faísca, se absorvida totalmente pelo tecido abaixo do bisturi, levaria a variações de temperatura da ordem de 10^{-3} °C para o chuchu e de 10^{-4} °C para o porco e para um intervalo de tempo de um segundo de absorção da radiação, insuficiente para causar danos por aquecimento ao tecido não ablado.

Conforme comentado na introdução há outras formas de transferência de energia da faísca para o tecido biológico, que demandam novos experimentos para avaliar suas contribuições individuais.

5 | CONCLUSÃO

Através do espectro eletromagnético emitido pela faísca elétrica em uma eletrocirurgia passamos a compreender que o meio entre eletrodos é afetado pelo corte realizado. A atmosfera eletrocirúrgica não é composta apenas pelo ar.

Paciente e médico não correm risco em função das radiações emitidas. A faísca eletrocirúrgica emite ultravioleta em intensidades tão baixas que não oferece risco ao médico que, em função da quantidade de procedimentos eletrocirúrgicos que realiza, poderia ser o mais afetado entre os envolvidos.

Toda a luz emitida, se totalmente absorvida pelo tecido adjacente ao corte eletrocirúrgico, não promove elevação de temperatura apreciável no tecido biológico, indicando que não haveria nenhum dano significativo ao metabolismo celular do tecido, causado pela irradiação luminosa da faísca.

AGRADECIMENTOS

Agradecemos ao apoio da Fundação Araucária, CNPq e CAPES pelo apoio financeiro.

REFERÊNCIAS

Departamento de informática em saúde da Escola Paulista de Medicina/UFSP. www2.unifesp.br/dis/servicos/nutri/public/alimento/nutriente/id/11149. Acesso em 8 de abril de 2016.

____DIAS Jr., E. **Caracterização da Deflagração da Descarga Eletrocirúrgica**. Dissertação de Mestrado, Curitiba, PR. UTFPR, 2009.

____DIFFEY B. L. **Sources and measurement of ultraviolet radiation**. Regional Medical Physics Department, Newcastle, 2002.

<http://foods-recipes.com/food-composition-description/pork-description-composition-properties.html>. Acesso em 8 de abril de 2016.

____LaCOURSE, J. R.; ROTHWELL, A. D.; SELIKOWITZ, S. M. **Development of Electrosurgery: A Historical Perspective**. Bioengineering Conference, Proceedings of the 1993 IEEE Nineteenth Annual Northeast, Newark, NJ, USA, p35-36, 1993.

____LEEMING, M. N.; RAY Jr. C; HOWLAND, W. S. **Low-Voltage Direct-Current Burns**. p1681-1684, JAMA, J. Am. Med. Assoc., V. 214, Nº 9, 1970. physics.nist.gov/PhysRefData/Handbook/element-name.htm

____SCHNEIDER Jr., B. **Estudo Teórico-prático de Parâmetros Técnicos e Fisiológicos Utilizados em Eletrocirurgia, Visando a Otimização do Desenvolvimento e Performance de um Bisturi Eletrônico**. Tese de Doutorado, Curitiba, PR. UTFPR, 2005.

____SCHNEIDER Jr., B.; BERNARDI, R.; ABATTI, P. J. **A Faísca Eletrocirúrgica como causa da Eletroestimulação e da Queimadura DC**. In: IV Latin American Congress on Biomedical Engineering, 2007, Margarita Island. Anais do CLAIB 2007, IFMBE Proceedings 18, Vol. 18, pp. 881-885, 2007.

____SCHNEIDER Jr., B.; DIAS Jr., E.; ABATTI, P. J. **How can Electrosurgical Sparks generate Undesirable Effects?** IEEE Latin American Symposium on Circuits and Systems, Iguazu Falls, Brazil, 2010.

____SCHNEIDER Jr., B.; ABATTI, P. J. **Electrical Characteristics of the Sparks Produced by Electrosurgical Devices**. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. 55, p. 589-593, 2008.

____WICKER, P. **Electrosurgery in Perioperative Practice**. British Journal of Perioperative Nursing, V20, p221-226, 2000.

DESENVOLVIMENTO DE HIDROGÉIS DE QUITOSANA ASSOCIADOS A IBUPROFENO PARA LIBERAÇÃO CONTROLADA

Amanda de Castro Juraski

Centro de Engenharia, Modelagem e Ciências Sociais Aplicadas, Universidade Federal do ABC - UFABC - São Paulo

Sônia Maria Malmonge

Centro de Engenharia, Modelagem e Ciências Sociais Aplicadas, Universidade Federal do ABC - UFABC - São Paulo

Nasser Ali Daghanli

Centro de Engenharia, Modelagem e Ciências Sociais Aplicadas, Universidade Federal do ABC - UFABC - São Paulo

Juliana Kelmy Macário Barboza Daguano

Centro de Engenharia, Modelagem e Ciências Sociais Aplicadas, Universidade Federal do ABC - UFABC - São Paulo

RESUMO: A liberação controlada de fármacos é uma tecnologia vanguardista que vem recebendo muita atenção nos últimos anos por apresentar vantagens sobre a administração oral de fármacos, como menos reações adversas, maior disponibilidade do fármaco, e desnecessidade de reaplicação da dose. Neste trabalho desenvolveu-se um Sistema de Liberação Controlada (SLC) na forma de filmes de quitosana carregados com Ibuprofeno comercial. Os filmes foram caracterizados quanto à morfologia por microscopia eletrônica de varredura (MEV), quanto à composição por espectroscopia de absorção no infravermelho

por transformada de Fourier (FTIR), e quanto ao perfil de liberação *in vitro* por espectroscopia de ultravioleta – visível (UV-VIS). Os dados de liberação *in vitro* foram analisados com diferentes modelos matemáticos para identificar o mecanismo de liberação do SLC. A análise composicional mostrou que ocorreu interação química entre o Ibuprofeno e a quitosana, devido à diferença de cargas entre os materiais, porém sem que ocorresse a desfuncionalização do fármaco, o que foi confirmado por espectroscopia de UV-VIS. A incorporação do fármaco ocorreu principalmente na superfície do filme, o que facilitou a liberação *in vitro*. O perfil de liberação do fármaco através do filme de quitosana apresentou um efeito explosão nas primeiras horas, e entrou em equilíbrio à partir de 120 minutos. A modelagem matemática apresentou que o modelo que melhor adequa os dados de liberação é o modelo de Higuchi, indicando que o fármaco é liberado através de mecanismos de difusão. Com este trabalho foi possível confirmar que o emprego da quitosana como substrato para sistema de liberação controlada de ibuprofeno é viável.

PALAVRAS-CHAVE: Biomateriais, Sistema de Liberação Controlada, Quitosana, Ibuprofeno, Higuchi.

ABSTRACT: Drug Delivery is a cutting-edge technology that lately has received a lot of

attention for having advantages over oral drug administration, such as fewer adverse reactions, increased drug availability, and no need for dose reapplication. In this work we developed a Drug Delivery System (DDS) in the form of chitosan films loaded with commercial Ibuprofen. The films had their morphology characterized by scanning electron microscopy (SEM), composition by infrared absorption spectroscopy by Fourier transform (FTIR), and the profile of *in vitro* release by ultraviolet - visible (UV) spectroscopy -VIS). *In vitro* release data were analysed with different mathematical models to identify the release mechanism of the DDS. The compositional analysis showed that there was a chemical interaction between Ibuprofen and chitosan, due to their different charges, but without the drug's defunctionalisation, which was confirmed by UV-VIS spectroscopy. The incorporation of the drug occurred mainly on the surface of the film, which facilitated the release *in vitro*. The release profile of the drug through the chitosan film showed a burst effect in the first hours, and reached equilibrium after 120 minutes. The mathematical modelling showed that the model that best suits the release data is the Higuchi model, indicating that the drug is released through diffusion mechanisms. With this work it was possible to confirm that the use of chitosan as substrate for DDS of ibuprofen is feasible.

1 | INTRODUÇÃO

Em breve, os efeitos colaterais da ingestão de comprimidos poderá ser coisa do passado. Isso graças aos avanços da liberação controlada, uma tecnologia que combina biomateriais e fármacos, com o objetivo de liberar o princípio ativo diretamente no local de ação. Quando consumimos um comprimido por via oral, o fármaco passa por diferentes barreiras biológicas (mucosas orais e gastrointestinais) antes de chegar na corrente sanguínea, para então ser levado ao sítio patológico. Esse caminho causa a perda de biodisponibilidade e, conseqüentemente causa a necessidade de doses maiores e mais frequentes. Além disso, a presença do fármaco na corrente sanguínea em altas doses por períodos prolongados pode causar efeitos colaterais devido à interação do fármaco com tecidos saudáveis.

Como uma alternativa, atualmente estuda-se a técnica de liberação controlada de fármacos (no inglês *drug delivery*), que é a liberação orientada de fármacos diretamente no sítio de ação, a partir de um sistema de liberação controlada (SLC), a fim de maximizar a sua ação terapêutica e diminuir os efeitos sistêmicos (MADHULATHA & NAGA, 2013) (SOGIAS, WILLIAMS & KHUTORYANSKIY, 2012) (VIEIRA, BADSHAH & AIROLDI, 2013) (BHATTARAI, GUNN & ZHANG, 2010). Em sistemas de liberação controlada, um fármaco é adicionado a uma estrutura, geralmente um biomaterial polimérico, de forma que ele seja liberado do material para o tecido de maneira pré definida e, conseqüentemente, controlada. Esse biomaterial irá atuar como um reservatório do fármaco, e será implantado diretamente no local necessário (MADHULATHA & NAGA, 2013) (SOGIAS, WILLIAMS & KHUTORYANSKIY, 2012)

(VIEIRA, BADSHAH & AIROLDI, 2013) (BHATTARAI, GUNN & ZHANG, 2010). Além de atuar como reservatório, o suporte oferecido pelo biomaterial também poderá facilitar e até mesmo acelerar a recuperação tecidual, dependendo das propriedades do biomaterial-reservatório.

Dentre os vários materiais disponíveis para servir como matriz de liberação de fármacos, os hidrogéis são uma das categorias mais estudadas. Esses materiais são capazes de aprisionar grandes quantidades de água em seu interior, sem que ocorra sua dissolução (DASH et al, 2011) (BHATTARAI, GUNN & ZHANG, 2010). Por essa característica, hidrogéis conseguem absorver grandes volumes de água sem alterar a sua estrutura, adquirem consistência macia e elástica, e baixa tensão superficial com água e outros fluidos corpóreos, que são propriedades observadas em tecidos naturais. Propriedades como essas são importantes porque minimizam a irritação no tecido adjacente após implantação, e a baixa tensão superficial dificulta a adesão de proteínas e células, o que conseqüentemente diminui a chance de uma reação imune negativa (BHATTARAI, GUNN & ZHANG, 2010).

A quitosana é um hidrogel que se destaca pelas suas características de disponibilidade, baixo custo, compatibilidade com o organismo humano e facilidade na metabolização. É um biopolímero obtido através da desacetilação parcial da quitina, um polissacarídeo altamente abundante na natureza, encontrado no exoesqueleto de artrópodes e crustáceos. A quitosana tem atraído a atenção da indústria farmacêutica, exatamente pelas suas propriedades de biocompatibilidade, policationidade, susceptibilidade à hidrólise enzimática e não-toxicidade. Essas propriedades são bastante interessantes para aplicações como SLCs, engenharia tecidual, curativos e aplicações na área de nano-biotecnologia (DASH ET AL, 2011) (ELGADIR ET AL, 2015). A incorporação de fármacos em matrizes de quitosana pode ocorrer por adição direta do fármaco, ou imersão da matriz em soluções super-concentradas do fármaco. A adição direta tem a vantagem de permitir um maior controle da quantidade de fármaco inserido na matriz, e conseqüentemente, facilita a análise da quantidade liberada no meio *in vitro* (BHATTARAI, GUNN & ZHANG, 2010).

Fármacos com baixa solubilidade são beneficiados pela administração orientada através de SLCs, uma vez que nesta situação o fármaco é liberado diretamente no sítio patológico, geralmente através de mecanismos de difusão. A liberação do fármaco em SLCs pode ser controlada por difusão, degradação ou quimicamente. O mecanismo de difusão é o mais comum exatamente por ser o mais simples de construir, mas possui a desvantagem de permitir um menor controle sobre a taxa de liberação do fármaco. Antiinflamatórios não esteróides (AINEs) - como o Ibuprofeno - são fármacos amplamente usados para o tratamento de enxaquecas, dores musculares, artrite reumatóide, cólicas menstruais, deslocamentos e fraturas ósseas, bem como para controle e redução de febre e dor. Dada a pluralidade de aplicações, e o fato de serem fármacos com baixa solubilidade, AINEs são comumente utilizados como droga modelo para o estudo de liberação *in vitro* (VIEIRA, BADSHAH & AIROLDI, 2013) (ANVISA,

2015)..

Neste trabalho desenvolvemos um SLC a partir de filmes de quitosana carregada com Ibuprofeno comercial, e avaliamos suas propriedades físico-químicas e seu perfil de liberação, com intuito de possibilitar o uso desta tecnologia com baixo custo e fácil acesso a toda população.

2 | MATERIAIS E MÉTODO

Para a confecção desses filmes, soluções de quitosana (Polymar) diluída em ácido acético (Vetec Química) (2,5% m/v) e de ibuprofeno (genérico, Medley) (10 mg/mL) foram preparadas individualmente, utilizando agitação magnética a 450 rpm. Para a solução de ibuprofeno, comprimidos comerciais foram triturados em um almofariz, e dissolvidos em etanol na concentração citada. Para a obtenção da amostra de quitosana + ibuprofeno, após completa dissolução dos solutos, ambas soluções foram filtradas e então misturadas, novamente sob agitação magnética, até a homogeneização.

As soluções de quitosana pura e da mistura quitosana + ibuprofeno foram vertidas em placas de Petri previamente silanizadas, e colocadas em estufa microbiológica em temperatura controlada de 37°C para evaporação do solvente.

Após a evaporação do solvente, os filmes passaram por reticulação utilizando solução aquosa de Tripolifosfato (TPP) (Sigma Aldrich) (1% m/v), sendo imersas nesta solução por 15 minutos, e então lavadas com água destilada abundante, e colocadas novamente em estufa para secagem à temperatura controlada de 37°C. Ao final do processo, foram armazenadas em um dessecador sob vácuo até a utilização para as caracterizações.

Para caracterizar a superfície dos filmes, bem como a presença e dispersão do fármaco nos filmes, foram obtidas imagens em microscópio eletrônico de varredura (MEV), da marca FEI, modelo Quanta 250. Para análise ao MEV, amostras dos materiais foram fixadas em suporte metálico empregando fita condutora dupla face e recobertas com camada de 20 nm de ouro por sputtering.

A composição dos filmes foi caracterizada por espectroscopia de absorção no infravermelho por transformada de Fourier (FTIR) empregando um equipamento da marca PerkinElmer, modelo Frontier Single & Dual Range. Para fins de comparação obteve-se também espectros individuais da quitosana e do Ibuprofeno puros, onde observou-se os principais picos de absorção de cada material.

A liberação do fármaco em meio *in vitro* foi avaliada através da espectroscopia de absorção no ultravioleta-visível, empregando o espectrofotômetro Molecular Devices modelo SpectraMax M5. Através dos valores de absorbância, foi possível calcular a concentração do fármaco no meio através da Lei de Lambert-Beer (1).

$$A = e \cdot L \cdot C \quad (1)$$

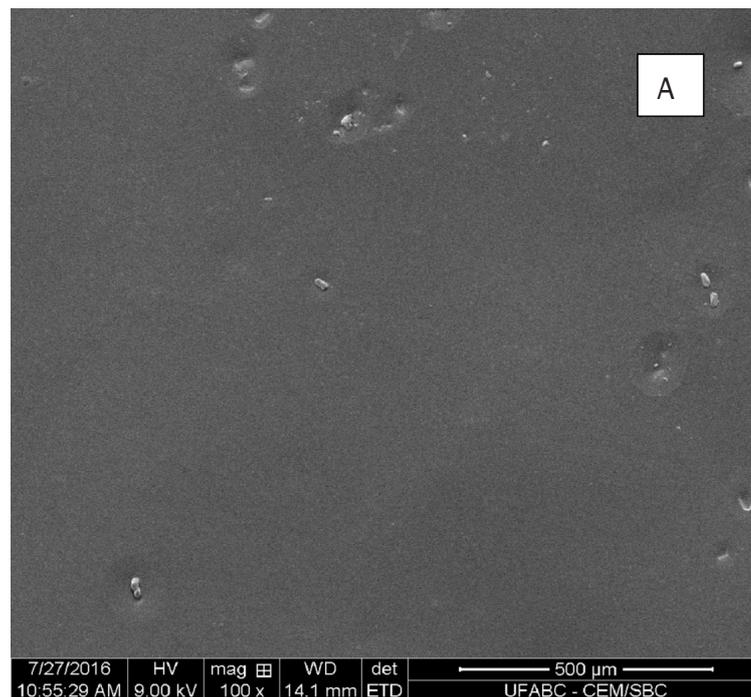
Onde A é absorvividade (UA), ϵ é o coeficiente de absorção molar ($\text{mm}^{-1} \cdot \text{mg}^{-1} \cdot \text{mL}^{-1}$), L é o caminho óptico (mm) e C a concentração (mg/mL).

O mecanismo de liberação de um fármaco através de um SLC é definido a partir da adequação dos dados de liberação (concentração *versus* tempo) em diferentes modelos matemáticos, cujos mais observados na literatura são Ordem Zero, Primeira Ordem, Higuchi e Kors-Peppas. Como cada modelo indica um mecanismo de liberação diferente, o coeficiente de determinação (R^2) de cada modelo foi utilizado para determinar o mecanismo de liberação do SLC desenvolvido neste trabalho.

3 | RESULTADOS E DISCUSSÃO

3.1 Análise por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

Pelas imagens dos filmes de quitosana pura (Fig. 1A) e quitosana carregada de ibuprofeno (Fig. 1B), antes do ensaio de liberação do fármaco, pode ser verificado que as partículas do Ibuprofeno estão incorporadas ao material, mostrando que o fármaco não decantou durante a etapa de evaporação do solvente para preparação deste. Assim, é possível verificar a dispersão uniforme ao longo do filme.



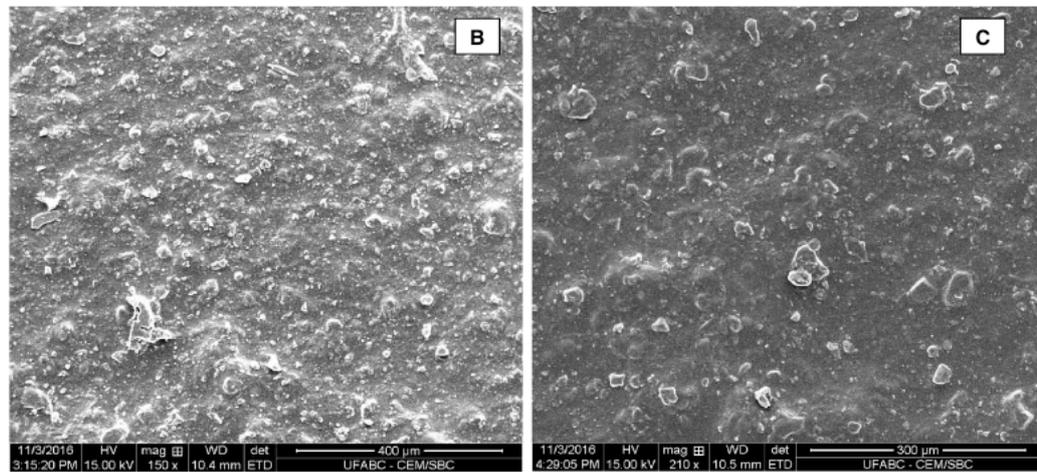


Figura 1. Micrografia eletrônica das amostras antes do ensaio de liberação do fármaco. A) filme de quitosana pura. Aumento de 100 x. B) filme de quitosana carregada com ibuprofeno. Aumento de 150x e C) filme de quitosana carregada com ibuprofeno. Aumento de 210x.

A Figura 2 apresenta a superfície do filme de quitosana associada ao ibuprofeno, após o ensaio de liberação do fármaco. Observa-se que o fármaco não está mais aderido à sua superfície, restando apenas algumas partículas ainda presas, que podem ser partículas dos excipientes do fármaco ou das impurezas provenientes da matéria prima. Nota-se também que a remoção do fármaco não provocou danos à superfície do SLC.

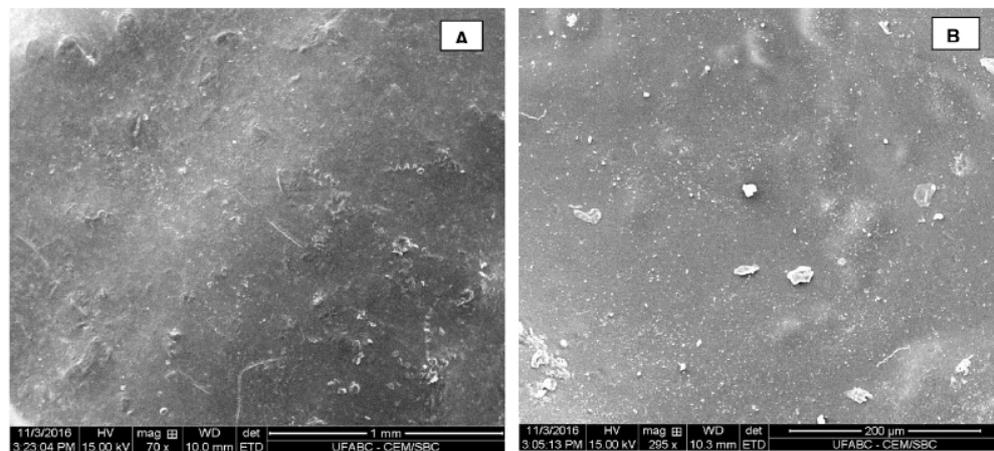


Figura 2. Micrografia eletrônica da quitosana carregada com ibuprofeno após do ensaio de liberação. A) Aumento de 70 x. B) Aumento de 295 x.

Comparando as imagens das Fig. 1 e 2, observa-se que após a liberação do fármaco, a superfície do filme SLC é semelhante à superfície de um filme de quitosana pura. A saída do fármaco sem danos à superfície do reservatório é um indicativo de que se trata de uma liberação por difusão (VIEIRA, BADSHAH & AIROLDI, 2013) (ÖNER E TAL, 2011).

3.2 Análise Composicional por FTIR

A Figura 3 mostra os espectros de FTIR do filme de quitosana, do Ibuprofeno comercial na forma de pó e do filme de quitosana carregado com Ibuprofeno. O espectro de FTIR da quitosana apresentado na Figura 3A mostra as bandas características do hidrogel. É possível identificar duas principais bandas, na região do 3400 cm^{-1} e 1617 cm^{-1} . A banda da região de 3400 cm^{-1} é a sobreposição dos picos de vibração das ligações N-H, C-H, CH_2 e CH_3 , e o pico de 1617 cm^{-1} é referente aos grupos amina (N-H) da quitosana (SOGIAS, WILLIAMS & KHUTORYANSKIY, 2012) (VIEIRA, BADSHAH & AIROLDI, 2013).

A presença desses picos nos indica que o filme de quitosana não sofreu alteração durante o processamento que inviabilizasse o seu uso como um SLC.

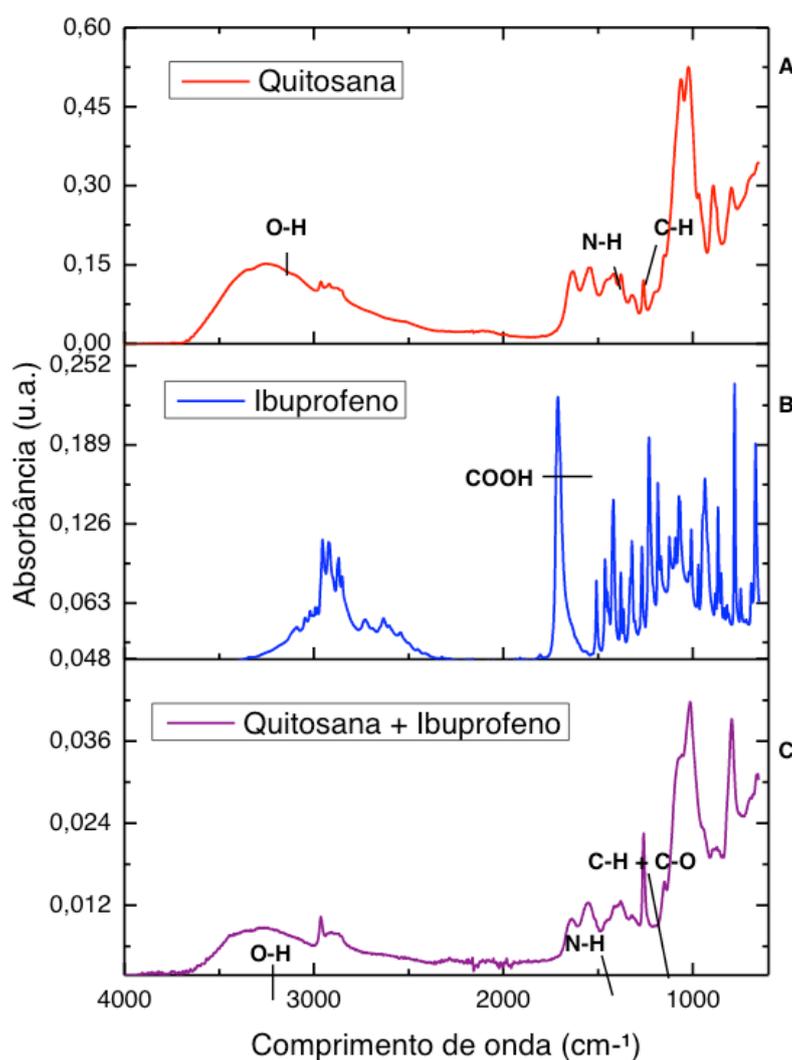


Figura 3. Espectros de FTIR: A) Filme de quitosana, B) Ibuprofeno e C) Filme de quitosana carregada com Ibuprofeno.

Observa-se na Figura 3B que o espectro do ibuprofeno em pó apresenta um pico característico em 1721 cm^{-1} , relacionado ao alongamento da carbonila, o que representa o princípio ativo do fármaco (GARRIGUES, GALLIGNANI & DE LA GUARDIA, 1993)

Já na Figura 3C apresenta-se o espectro de FTIR do filme de quitosana carregado com ibuprofeno. Comparando esse espectro com os espectros individuais (Fig. 3A e

3B), é possível notar que os picos característicos dos materiais não estão presentes, sugerindo que ocorreu uma interação química entre os mesmos durante o preparo dos filmes. Sabe-se que a quitosana é um material policatiónico, ou seja, sua carga global é positiva e representada pela presença de grupos amina (NH^+). Já o Ibuprofeno é um composto aniônico, devido à presença de grupos carboxila ($-\text{COOH}$) (GARRIGUES, GALLIGNANI & DE LA GUARDIA, 1993). A literatura sugere que essa interação ocorra porque quando o ibuprofeno é dissolvido antes de ser inserido na solução de quitosana, os grupos carboxila do princípio ativo ficam expostos, e interagem com os grupos amina da quitosana, mas sem que ocorra a destruição do princípio ativo do Ibuprofeno (SOGIAS, WILLIAMS & KHUTORYANSKIY, 2012) (VIEIRA, BADSHAH & AIROLDI, 2013).

3.4 Perfil de Liberação *in vitro*

A Figura 4 mostra o perfil de liberação *in vitro* dos filmes carregados quando imersos em solução de TRIS-HCl, uma solução tampão que simula o pH do fluido corpóreo. Filmes de quitosana pura foram analisados como grupo controle.

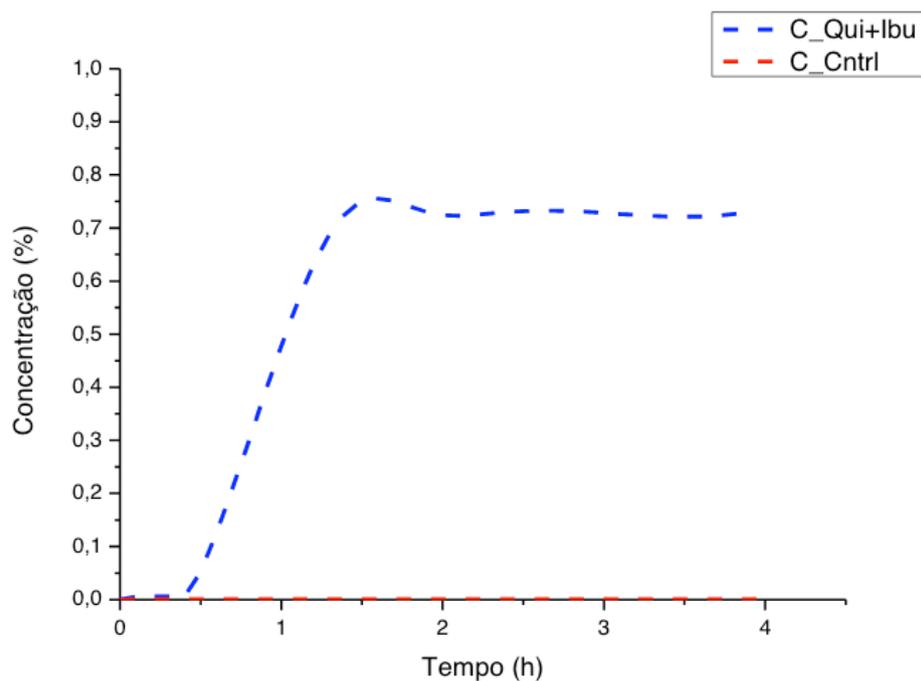


Figura 4. Perfil de liberação *in vitro* dos filmes de quitosana carregada com Ibuprofeno.

Observa-se que a liberação é rápida na primeira hora ($0 \leq t \leq 1\text{h}$), devido à saída do fármaco aderido à superfície do filme, seguido de uma liberação mais lenta ($1\text{h} \leq t \leq 2\text{h}$), até que ocorra o equilíbrio entre concentração de fármaco no filme e na solução ($2\text{h} \leq t \leq 4\text{h}$), onde então o fármaco não é mais forçado para fora do filme. Esse comportamento de liberação é típico de sistemas de liberação controlada por difusão, o que foi confirmado pela análise de modelos matemáticos. A Tabela 1 abaixo indica o coeficiente de determinação (R^2) dos modelos testados neste trabalho:

Modelos Matemáticos para Liberação de Fármacos	R ²
Ordem Zero	0,63
Primeira Ordem	0,64
Higuchi	0,85
Kors-Peppas	0,56

Tabela 1. Valores de R² para diferentes modelos matemáticos de liberação de fármacos.

O modelo de Higuchi é o que melhor se adequa aos dados de liberação, indicado que o Ibuprofeno é liberado dos filmes de quitosana a partir do mecanismo de difusão (RAMTEK et al, 2014). A etapa de liberação rápida do ibuprofeno pode ser explicada pela difusão do fármaco através do filme de quitosana, que é proporcional ao gradiente de concentração. Nos estágios iniciais da liberação, a concentração do fármaco na solução é zero, mas elevada no filme, e, portanto a velocidade da liberação é alta. O emprego de tampão pH=7,0 como meio para liberação viabiliza a difusão do ibuprofeno, uma vez que o ibuprofeno tem maior solubilidade em meios neutros e alcalinos, enquanto que a quitosana só é solubilizada em meio ácido (IUREA ET AL, 2013) (VIEIRA, BADSHAH & AIROLDI, 2013). Com o passar do tempo, o gradiente de concentração diminui, e o mesmo ocorre para a taxa de liberação do fármaco, até que ocorra o equilíbrio de concentração entre o meio e o filme, e a difusão cessa (IUREA ET AL, 2013) (VIEIRA, BADSHAH & AIROLDI, 2013) (ÖNER E TAL, 2011).

Dado que o Ibuprofeno apresenta solubilidade maior em meios neutros e alcalinos (pH \geq 7,0), e que a contínua administração oral de AINEs pode causar adversidades gastrointestinais, como úlceras e hemorragias, vias de liberação controlada e localizada são excelentes mecanismos para contornar esses efeitos adversos, ao mesmo tempo em que estendem a ação antiinflamatória do fármaco (VIEIRA, BADSHAH & AIROLDI, 2013).

A liberação via difusão é interessante porque permite que a ação do fármaco anteceda a ação do biomaterial. A liberação do antiinflamatório assim que ele entra em contato com o meio biológico garante a neutralização de qualquer reação inflamatória decorrente da própria implantação do biomaterial. Dessa forma, o organismo será melhor beneficiado pelas propriedades biocompatíveis ou bioativas do material (LOPES, SILVA & FERNANDES, 2013).

4 | CONCLUSÃO

Neste trabalho foi possível a incorporação de Ibuprofeno comercial em filmes densos de quitosana empregando um método de fabricação que envolve etapa de evaporação de solvente, seguido da reticulação da quitosana com TPP. Foi constatado que a liberação do ibuprofeno incorporado em filmes de quitosana reticulada com TPP ocorre por mecanismos de difusão e a saída do fármaco não altera a morfologia da

membrana.

Finalmente, pode ser concluído que o emprego da quitosana como substrato para sistema de liberação controlada de ibuprofeno é viável, e merecedor de mais estudos que avancem na otimização desse SLC.

REFERÊNCIAS

ANVISA. **Bula do medicamento Ibuprofeno. Medley.** 2015.

Bhattarai, N; Gunn, J & Zhang, M. **Chitosan-based hydrogels for controlled, localized drug delivery. *Advanced Drug Delivery Reviews*, 62(1), 83–99.** 2010.

Dash, M.; Chiellini, F.; Ottenbrite, R. M. & Chiellini, E. **Chitosan - A versatile semi-synthetic polymer in biomedical applications. *Progress in Polymer Science (Oxford)*, 36(8), p. 981–1014.** 2011.

Elgadir, M. A.; Uddin, M. S.; Ferdosh, S.; Adam, A.; Chowdhury, A. J. K. & Sarker, M. Z. I. **Impact of chitosan composites and chitosan nanoparticle composites on various drug delivery systems: A review. *Journal of Food and Drug Analysis*, 23(4), p. 619–629.** 2015.

Garrigues, S.; Galignani, M. & de la Guardia, M. **FIA-FT-IR determination of ibuprofen in pharmaceuticals. *Talanta*, 40(1), p. 89–93.** 1993.

Iurea Rata, D. M.; Popa, M.; Chailan, J. F.; Tamba, B. I.; Tudorancea, I., & Peptu, C. A. **Ibuprofen-loaded chitosan/poly(maleic anhydride-alt-vinyl acetate) submicronic capsules for pain treatment. *Journal of Bioactive and Compatible Polymers*.** 2013.

Lopes, P. P.; Silva, M. S. & Fernandes, M. H. V. **Influence of ibuprofen addition on the properties of a bioactive bone cement. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 24(8), p. 2067–2076.** 2013.

Madhulatha, A & Naga Ravikiran, T. **Formulation and Evaluation of Ibuprofen Transdermal Patches, 4(1), p. 351–362.** 2013.

Öner, M.; Yetiz, E.; Ay, E. & Uysal, U. **Ibuprofen release from porous hydroxyapatite tablets. *Ceramics International*, 37(7), p. 2117–2125.** 2011.

Ramtek, K. et al. **Mathematical Models of Drug Dissolution: A Review. *Scholars Academic Journal of Pharmacy*. v.3, n.5. p. 388 – 396.** 2014.

Sogias, I. A., Williams, A. C., & Khutoryanskiy, V. V. **Chitosan-based mucoadhesive tablets for oral delivery of ibuprofen. *International Journal of Pharmaceutics*, 436(1–2), 2012.**

Vieira, A. P.; Badshah, S & Airoidi, C. **Ibuprofen-loaded chitosan and chemically modified chitosans-Release features from tablet and film forms. *International Journal of Biological Macromolecules*, 52(1), p. 107–115.** 2013.

SISTEMA DE IDENTIFICAÇÃO DE ALIMENTOS BASEADO EM IMAGENS DE PORÇÕES ALIMENTARES

Yuri Malinowsky Shiga

Universidade Federal do Paraná

Curitiba – PR

Kristy Soraya Coelho

Universidade de São Paulo

São Paulo – SP

Joao da Silva Dias

Universidade Federal do Paraná

Curitiba – PR

Giselle Lopes Ferrari Ronque

Universidade Federal do Paraná

Curitiba – PR

RESUMO: Este artigo apresenta um sistema capaz de segmentar e classificar alimentos baseado em imagens de porções alimentares. O sistema proposto neste trabalho é capaz de segmentar os alimentos de uma imagem, utilizando a técnica de crescimento de regiões. Cada alimento tem suas características extraídas com base na sua coloração, utilizando os planos RGB e a matiz da imagem, e pela sua textura, utilizando o descritor LPQ. As características extraídas foram utilizadas para treinar uma rede Bayesiana. Testes foram efetuados para validar a eficácia da rede Bayesiana treinada, obtendo um resultado final médio de 96,26% de amostras classificadas corretamente.

PALAVRAS-CHAVE: Crescimento de regiões, LPQ, processamento digital de imagens, redes

bayesianas, classificação de alimentos.

ABSTRACT: This paper presents a system to segment and classify foods based on images of food portions. The system proposed in this paper is able to target the food of an image, using the region growing technique. Each food has its characteristics extracted based on its color using the RGB planes and the hue of the image, and its texture using the LPQ descriptor. The extracted features are used to train a Bayesian network. Tests were performed to validate the effectiveness of the trained Bayesian network, obtaining a final average result of 96.26% of samples classified correctly.

KEYWORDS: Region growing, LPQ, digital image processing, Bayesian networks, food classification.

1 | INTRODUÇÃO

Considerada como epidemia da atualidade, as Doenças Crônicas Não Transmissíveis (DCNT) constituem um sério problema de saúde pública, ameaçando a qualidade de vida de milhões de pessoas e apresentando grande impacto econômico para os países. Entre as principais DCNT estão: obesidade, diabetes e hipertensão arterial (MINISTÉRIO DA SAÚDE DO BRASIL, 2011). De forma geral, as Doenças

Crônicas Não Transmissíveis são as que mais demandam ações, procedimentos e serviços de saúde, sendo, portanto, responsáveis por altas taxas de mortalidade e por cerca de mais de 70% dos gastos assistenciais com a saúde no Brasil (OPAS, 2012).

De acordo com o Ministério da Saúde do Brasil (2011), o sobrepeso e a obesidade resultantes da falta de uma alimentação saudável são um dos principais fatores de risco evitáveis de DCNT, cujo controle tem um efeito substantivo na redução de mortes prematuras e de incapacidades decorrentes de doenças cardiovasculares e diabetes. Para atingir o estado nutricional adequado, deve-se, primeiramente, avaliar o consumo alimentar, pois com a obtenção de dados referentes à alimentação de indivíduos e populações, é possível realizar o diagnóstico e a intervenção nutricional, contribuindo para a saúde e qualidade de vida (KIM E KIM, 2010).

No dia 19 de junho de 2013, entrou em vigor no Paraná a lei estadual nº 17.604, determinando que bares, restaurantes, hotéis, fast-foods e similares devem obrigatoriamente manter à disposição do consumidor, o cardápio contendo todos os itens comercializados com a respectiva quantidade de calorias a serem adquiridas na ingestão dos produtos, bem como a presença de lactose e glúten nos alimentos (PARANÁ, 2013). Porém, em restaurantes, não é possível calcular com exatidão o valor energético da refeição, mesmo que seja fornecido o valor calórico de cada porção alimentar. Uma proposta contributiva é um sistema capaz de analisar os valores energéticos das refeições consumidas por um indivíduo, utilizando uma imagem obtida através de uma câmera digital ou celular.

Contudo, num primeiro momento, os alimentos presentes no prato precisam ser identificados, para posteriormente determinar o valor energético desses alimentos. Com isso, este artigo propõe um sistema com a capacidade de segmentar e classificar diferentes alimentos, baseado em imagens de pratos com porções alimentares, obtidas por meio de uma câmera de celular, utilizando técnicas de processamento de imagens e de inteligência artificial.

2 | MATERIAIS E MÉTODOS

Visão geral – O sistema apresentado neste trabalho necessita que os alimentos estejam devidamente separados no prato, pois esse ainda não possui a capacidade de detectar a sobreposição e/ou a mistura dos alimentos.

Desenvolvido em MATLAB®, o sistema possui como parâmetro de entrada a imagem do prato com as porções alimentares. Já a saída do sistema é a classificação de cada alimento segmentado.

Aquisição e grupo de teste – Para o desenvolvimento do sistema, foram adquiridas imagens de dezesseis alimentos, típicos consumidos pela população brasileira (IBGE, 2010), de diferentes grupos de alimentos que compõe a Pirâmide Brasileira dos Alimentos (PHILIPPI, 2008). São eles:

- grupo do arroz, pão, massa, batata, mandioca – utilizou-se arroz branco, macarrão, maionese e purê de batatas;
- verduras e legumes – utilizou-se alface, beterraba, cenoura e tomate;
- carnes e ovos – utilizou-se almôndega, bife bovino na chapa, carne bovina de panela, peito de frango à milanesa, estrogonofe de carne e estrogonofe de frango;
- feijões – utilizou-se feijão carioca;
- óleos e gorduras – utilizou-se batata frita.

Todas as imagens foram adquiridas em um mesmo ambiente, posicionando a câmera sobre o prato em um ângulo de 90°, a uma distância aproximada de 45 cm. A câmera utilizada foi a de 5 megapixels de um smartphone Motorola® Moto G XT1033.

Os alimentos foram posicionados em um prato de 27 cm de diâmetro, cor branca e formato circular. Apesar das imagens terem sido obtidas em dias diferentes, manteve-se a metodologia.

Foram adquiridas 75 imagens de cada alimento para o desenvolvimento deste trabalho. Cada uma dessas imagens contém apenas o prato com o alimento em questão, sem outros alimentos inclusos. Porém com quantidades diferentes.

Além das imagens obtidas contendo apenas o prato com um alimento, também foram adquiridas 60 imagens de pratos contendo diversos alimentos.

A base de dados adquirida para a realização deste trabalho está disponibilizada no link público: https://github.com/yurishiga/bd_porcoes_alimentares.

Pré-processamento da imagem – A primeira etapa do sistema utiliza a Transformada Circular de Hough (SHAPIRO E STOCKMAN, 2001) para procurar a borda do prato (formato circular), e remove todo o conteúdo externo à borda do prato, ou seja, o fundo da imagem.

A fim de eliminar o prato da imagem deixando apenas as porções alimentares, o sistema calcula os histogramas dos planos vermelho, verde e azul (RGB) da imagem e verifica o maior pico de cada histograma. Em seguida, o sistema zera cada pixel na imagem que possua seus valores RGB maiores ou iguais ao início dos respectivos picos.

O resultado deste processo é a imagem dos alimentos sem o prato. Porém alguns elementos importantes da imagem poder ser apagados. Para solucionar este problema, primeiramente a imagem das porções alimentares sem o prato é binarizada, considerando 1 (um) qualquer pixel maior que zero. Em seguida, a função “imfill” do MATLAB®, com o parâmetro *holes*, é utilizada para preencher os buracos da imagem binarizada. Por fim, o sistema utiliza a imagem obtida como uma máscara binária, a ser aplicada na imagem original do prato com alimentos. Com isso, restando apenas a imagem dos alimentos com fundo preto e sem perda de informações.

A Figura 1 apresenta a imagem de um prato com porções alimentares antes e

depois do pré-processamento.

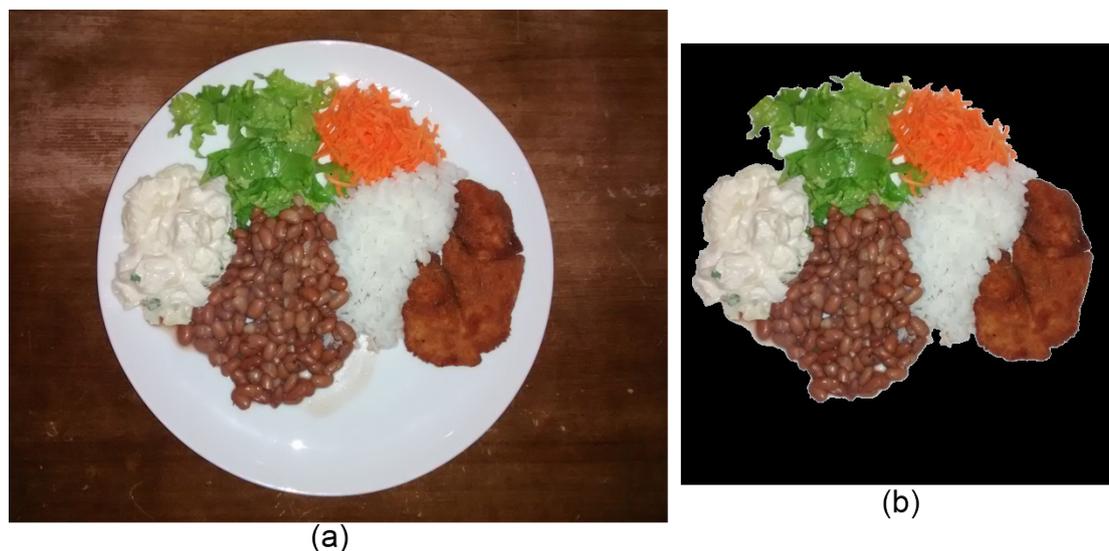


Figura 1: Prato com porções alimentares: (a) antes do pré-processamento, (b) depois do pré-processamento.

Segmentação – Para o processo de segmentação, inicialmente deve ser determinado um ponto semente, pois este processo utilizará a técnica de crescimento de região. Para determinar a posição inicial da semente, primeiramente são gerados dois vetores da soma dos pixels diferentes de zero nas direções horizontal e vertical da imagem. A posição inicial da semente para o crescimento de região é determinada pelo cruzamento dos picos dos vetores gerados (horizontal e vertical).

Com isso, o sistema separa a imagem em quatro planos distintos para aplicar o algoritmo de crescimento de região. Os três primeiros são os planos RGB da imagem (vermelho, verde e azul) e o quarto é o primeiro plano da imagem convertida para HSV (matiz, saturação e brilho), ou seja, o matiz da imagem. A Figura 2 apresenta esses planos.

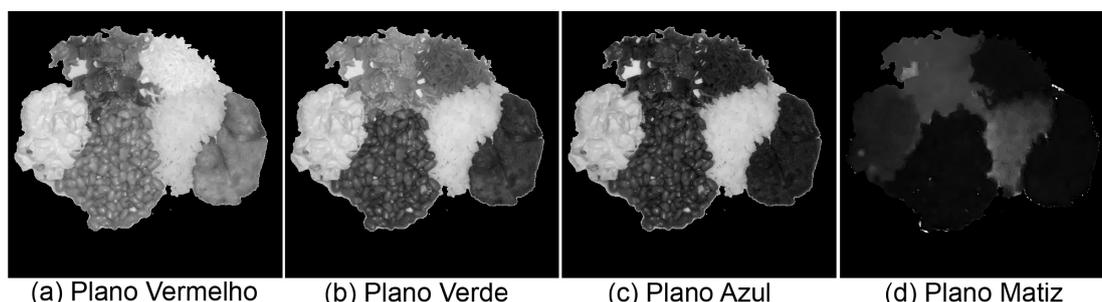


Figura 2: Planos utilizados para o crescimento de regiões: (a) plano vermelho, (b) plano verde, (c) plano azul, (d) plano matiz.

Então, o sistema realiza individualmente o crescimento de região em cada plano selecionado da imagem, sem limite de distância máxima e com o nível de limiar de 70 pixels para os três primeiros planos (RGB), e 30 pixels para o último plano (matiz).

Este processo resulta em quatro máscaras binárias, isto é, matrizes bidimensionais do tamanho da imagem com valores binários, sendo empregado o valor um (verdadeiro)

para os pixels associados ao crescimento da região e o valor zero (falso) para o resto da imagem. A intersecção das quatro máscaras binárias gera uma máscara binária definitiva.

Aplicando a máscara binária na imagem do prato com as porções alimentares, obtêm-se duas imagens: “imagem do alimento” e “imagem restante”. A Figura 3 apresenta essas imagens.

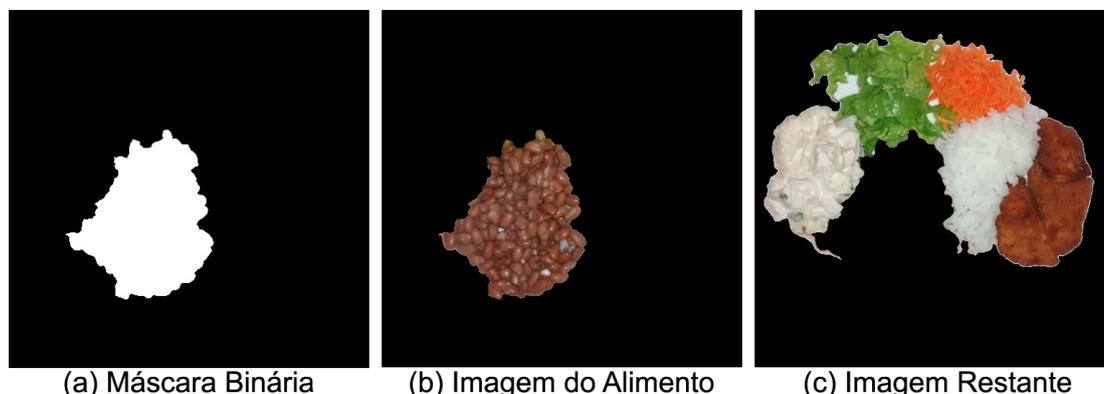


Figura 3: Imagens geradas a partir do processo de segmentação: (a) máscara binária, (b) imagem do alimento, (c) imagem restante.

A “imagem do alimento” é composta apenas do alimento segmentado com o fundo preto, e será utilizada para a extração das características do alimento. Já a “imagem restante” passa por um processo de remoção de ruídos. Este processo utiliza um filtro de mediana com máscara de 5x5 pixels, removendo apenas os ruídos da imagem e preservando a sua qualidade.

O processo de segmentação ocorre de forma recursiva, iniciando-se novamente a partir da “imagem restante”. Ao final, gera-se uma nova “imagem do alimento” e uma nova “imagem restante”. Essa recursividade ocorre até que a imagem restante possua menos que 1,6% de pixels maiores que zero, sobrando apenas alguns ruídos que não puderam ser removidos da imagem. A Figura 4 mostra as imagens geradas nos próximos ciclos, a partir da “imagem restante” apresentada na Figura 3.

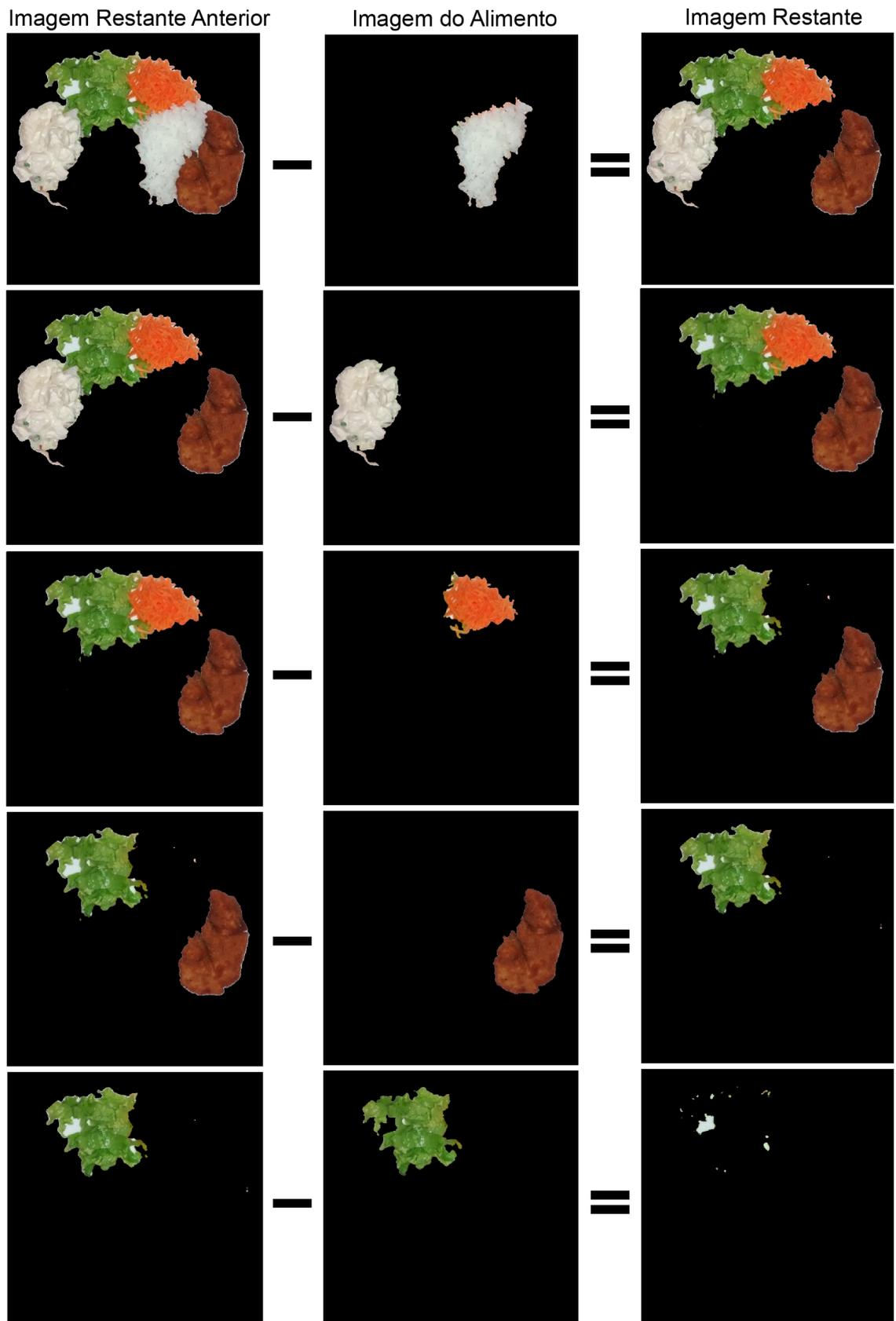


Figura 4: Imagens geradas no processo de segmentação.

Extração de características – Para cada região obtida, *têm-se suas características extraídas com base em sua cor e textura. Como características para distinguir as cores, foram escolhidas as médias e o desvio padrão RGB e a média e o*

desvio padrão do valor do matiz da região, ou seja, o valor médio dos pixels nas cores vermelho, verde e azul, juntamente com o valor médio do plano matiz, mais o desvio padrão de cada um.

Já para as características de textura, utilizou-se o vetor normalizado do histograma LPQ da região em escala de cinzas. Os parâmetros de entrada utilizados no algoritmo gerador do histograma LPQ foram os padrões apresentados pelos seus criadores Ojansivu e Heikkilä (2008). Estes parâmetros são: a imagem do segmento em escala de cinzas, tamanho da janela local de 9 pixels (3x3 pixels), transformada de Fourier com janela uniforme, histograma normalizado e invariância de rotação.

O histograma LPQ é um vetor de números inteiros com 256 posições. Para a utilização do histograma LPQ na classificação das imagens, a posição zero deste vetor deve ser desconsiderada, pois se trata dos pixels com os valores RGB nulos, ou seja, o fundo preto da imagem. Assim, restando um vetor de 255 posições.

Nesse vetor, são concatenadas as características relacionadas à cor do alimento, ou seja, o valor médio e o desvio padrão dos pixels nas cores vermelho, verde e azul, e a média e o desvio padrão do valor do plano matiz. Formando assim, um vetor de 263 posições, que é utilizado como a característica do alimento na rede Bayesiana (RUSSELL E NORVIG, 2009).

Classificação – A classificação dos alimentos é realizada por um classificador que utilizará as características de cor e textura para esse fim. Como classificador, foi utilizada uma rede Bayesiana com 263 variáveis de entrada, sendo 8 variáveis de cor e 255 variáveis de textura, e uma variável de saída, que é o tipo do alimento a ser classificado.

O treinamento da rede foi realizado utilizando 90 imagens de cada um dos 16 alimentos obtidos para a base de dados, totalizando 1440 amostras.

3 | RESULTADOS

Testes foram realizados para analisar a eficácia do sistema proposto. A Tabela 1 apresenta o resultado dos testes efetuados.

Teste	Percentual de Amostras Classificadas Corretamente
Teste 1	96,18%
Teste 2	96,11%
Teste 3	96,31%
Teste 4	96,39%
Teste 5	96,31%
Média ± Desvio Padrão	96,26% ±0,11%

Tabela 1: Amostras classificadas corretamente com a técnica de validação cruzada na rede Bayesiana.

Os testes foram realizados utilizando a técnica de validação cruzada e o método k-fold, com valor 10 para a variável k, valor sugerido como padrão pelo WEKA (BOUCKAERT et al., 2010). A aplicação WEKA determina quais amostras serão treinadas e testadas de forma aleatória, por isso, o teste apresentado foi realizado cinco vezes, com a finalidade de verificar a variação dos resultados obtidos.

4 | DISCUSSÃO

Para uma análise mais aprofundada da rede Bayesiana, o teste que obteve o melhor resultado foi analisado. Esse teste obteve uma taxa de acerto de 96,39%, isto é, das 1440 amostras testadas, 1388 foram classificadas corretamente e 52 foram classificadas incorretamente.

No teste em questão, dos 16 tipos de alimentos testados, 3 tiveram uma classificação de 100%. Estes alimentos são: alface, arroz branco e macarrão.

Já a pior classificação foi do alimento carne bovina de panela, com um resultado de aproximadamente 79% de amostras classificadas corretamente, isto é, das 90 amostras testadas, 71 foram classificadas corretamente, 13 foram classificadas como almôndega e 6 foram classificadas como estrogonofe de carne.

A área sob a curva ROC, a sensibilidade e a especificidade de cada alimento nos testes efetuados foram calculados utilizando a aplicação WEKA. A sensibilidade média da rede é de 0,964, mostrando uma alta probabilidade da rede para classificar corretamente os alimentos. A especificidade média da rede é de 0,002, mostrando a baixa probabilidade da rede para classificar incorretamente os alimentos.

A área sob a curva ROC do alimento que apresentou a pior taxa de acerto (carne bovina de panela) é de 0,993 e a média da área sob a curva ROC de todos os alimentos testados é de 0,999. Esses valores, por estarem próximos do valor 1, indicam que a rede Bayesiana utilizada neste teste possui um alto grau de confiabilidade.

5 | CONCLUSÃO

Uma alimentação saudável é um dos principais fatores para reduzir o risco de obter doenças crônicas não transmissíveis, tais como obesidade, hipertensão e diabetes. Pensando nisso, idealizou-se um sistema capaz de analisar os valores calóricos das refeições consumidas por um indivíduo, utilizando uma imagem obtida através de uma câmera digital ou celular, com a finalidade de auxiliar a obtenção de dados referentes à alimentação do indivíduo, possibilitando um rápido diagnóstico e a intervenção nutricional a fim de contribuir para a saúde e qualidade de vida. O sistema apresentado neste trabalho é uma parte do sistema idealizado, com a capacidade de segmentar e classificar diferentes alimentos em imagens de porções alimentares, utilizando redes Bayesianas.

Da grande variedade de alimentos que podem ser encontrados em restaurantes, apenas dezesseis deles foram selecionados para a realização deste trabalho. Porém estes alimentos foram selecionados de diferentes grupos da pirâmide alimentar, e são considerados alimentos típicos consumidos pela população brasileira.

No melhor teste realizado com a técnica de validação cruzada no conjunto de dados ampliado, obteve-se uma taxa de acerto de 96,39%. Nesse teste a sensibilidade, a especificidade e área sob a curva ROC de cada alimento foi calculada. A sensibilidade média da rede foi de 0,964, mostrando uma alta probabilidade da rede para classificar corretamente os alimentos. A especificidade média da rede foi de 0,002, mostrando a baixa probabilidade da rede para classificar incorretamente os alimentos. A média da área sob a curva ROC foi de 0,999, e por estar próximo do valor 1, esse valor indica que a rede Bayesiana utilizada neste trabalho possui um alto grau de confiabilidade.

Por fim, avaliando a metodologia proposta e os resultados obtidos, conclui-se que o sistema apresentado é capaz de segmentar e classificar diferentes tipos de alimentos através das características de cor e textura.

REFERÊNCIAS

BOUCKAERT, R. R.; FRANK, E.; HALL, M.; et al. **WEKA Manual for Version 3-6-5**. Disponível em: <<http://ufpr.dl.sourceforge.net/project/weka/documentation/3.6.x/WekaManual-3-6-5.pdf>>. Acesso em: 20/8/2014.

IBGE. Pesquisa de Orçamentos Familiares: 2008-2009. Análise do Consumo Alimentar Pessoal no Brasil. **Biblioteca do Ministério do Planejamento, Orçamento e Gestão**, p. 150, 2010. Disponível em: <http://www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/condicaoodevida/pof/2008_2009_analise_consumo/pofanalise_2008_2009.pdf>. Acesso em: 20/2/2015.

KIM, S. Y.; KIM, S. M. Energy intake and snack choice by the meal patterns of employed people. **Nutrition Research and Practice**, v. 4, n. 1, p. 43–50, 2010.

MINISTÉRIO DA SAÚDE DO BRASIL. **Plano de ações estratégicas para o enfrentamento das doenças crônicas não transmissíveis (DCNT) no Brasil 2011-2022**. 1ª ed. Ministério da Saúde, 2011.

OJANSIVU, V.; HEIKKILÄ, J. Blur insensitive texture classification using local phase quantization. **Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)**, v. 5099 LNCS, p. 236–243, 2008.

OPAS. **Vigilância em DCNT e fatores de risco**. Disponível em: <http://www.paho.org/bra/index.php?option=com_content&view=article&id=572:vigilancia-dcnt-fatores-risco&catid=901:bra-03-a-doencas-nao-transmissiveis&Itemid=539>. Acesso em: 14/2/2015.

PARANÁ. Lei no 17604, de 19 de junho de 2013. Dispõe sobre a obrigatoriedade da especificação e divulgação da quantidade de calorias, presença de glúten e lactose nos cardápios de bares, restaurantes, hotéis, fast-foods e similares. **Diário Oficial Executivo [do Paraná]**, v. 1, n. 8981, p. 3, 2013.

PHILIPPI, S. T. **Pirâmide dos alimentos. Fundamentos básicos da nutrição**. 2nd ed. Editora Manoli, 2008.

RUSSELL, S.; NORVIG, P. **Artificial Intelligence: A Modern Approach, 3rd edition**. Pearson Higher Education, 2009.

SHAPIRO, L.; STOCKMAN, G. **Computer Vision**. Prentice Hall, 2001.

A HEMÓLISE COMO FATOR INTERFERENTE EM PARÂMETROS BIOQUÍMICOS

Luma Carolina Santos da Silva

Graduanda em Biomedicina

Centro Universitário Cenecista de Osório

Osório-RS

Graziéli Ferreira Carmargo

Biomédica

Universidade Feevale

Novo Hamburgo-RS

Camilla Lazzaretti

Doutora em Neurociências

Centro Universitário Cenecista de Osório

Osório-RS

RESUMO: Este estudo é uma revisão narrativa na literatura. O objetivo foi identificar os principais exames bioquímicos que sofrem interferência através da hemólise. Foi realizada uma revisão da literatura nas bases de dados: “*Pubmed, Scielo*” e manuais da sociedade brasileira de patologia clínica. Os descritores utilizados foram: “*hemólise*” e “*exames bioquímicos*”. Os resultados obtidos mostraram que a hemólise interfere principalmente na dosagem dos analitos bioquímicos aumentando seus níveis: (i) Potássio; (ii) Transaminase glutâmico oxalacética (TGO); (iii) Fosfatase alcalina; (iv) Desidrogenase láctica. Com base na pesquisa realizada, compreende-se que os analitos bioquímicos podem mostrar-se alterados com a hemólise. Deste modo, para

evitar este fator interferente, percebe-se a importância do treinamento da equipe de coleta, bem como manter um programa de qualidade laboratorial que institua os procedimentos operacionais padrões.

PALAVRAS-CHAVE: Fatores interferentes; Hemólise; Parâmetros bioquímicos

ABSTRACT: This study is a narrative review in the literature. The main biochemical tests that have interference through the hemolysis. A literature review was published in the databases: "Pubmed, Scielo and SBPC / ML manuals". The descriptors used were: "hemolysis" and "biochemical tests". The results were more than an essential item for the biochemical analytes dosage and monitored their levels: (i) Potassium; (ii) glutamic oxalacetic transaminase (IGT); (iii) Alkaline phosphatase; (iv) Lactic dehydrogenase. Based on the research performed, it comprises the analogical biochemicals and may show up with a hemolysis. This object, must be the interfering interferer, should not be an important to the unit of the manual signals patterns.

KEYWORDS: Interfering factors; Hemolysis; Biochemical parameters

1 | INTRODUÇÃO

A hemólise (HLS) é a ruptura da

membrana fosfolipídica dos eritrócitos (ERI), gerando o extravasamento do conteúdo intracelular, com consequente liberação da proteína hemoglobina (HEMO). Essa macromolécula é responsável pelo transporte de gases pela circulação (O_2 e CO_2), e tem coloração avermelhada, originando a cor perceptível após HLS (SBPC/ML, 2010). O extravasamento celular libera além da HEMO outros componentes internos (MURADOR, P et al., 2007).

O tecido sanguíneo é composto por uma parte celular (ERI e leucócitos), bem como, e por uma parte de matriz extracelular. Esta matriz é rica em componentes: (i) proteínas e enzimas (ex.: Transaminase glutâmico oxalacética); (ii) eletrólitos (ex: potássio); (iii) vitaminas; (iv) hormônios, entre outros (MOTTA, 2000). A ocorrência de HLS em amostras de sangue, é considerada um amplo fator de interferência na dosagem destes analitos, pois os componentes dos ERI expostos no plasma, podem ser dosados erroneamente e representar falsos resultados (SBPC/ML, 2010).

A flebotomia é a técnica realizada para obter a amostra de sangue de um indivíduo, e este procedimento está incluído na fase pré-analítica dos exames laboratoriais. Esta fase é seguida do processo analítico, que envolve o processamento e análise de material biológico. O processo de obtenção de amostras está sujeito a sofrer intercorrências, e dentro destas, a HLS é um dos fatores causais (GAZARINI, 2015). Geralmente o acontecimento de HLS está associado a métodos de trabalho inadequados que estão relacionados a: (i) coleta de sangue; (ii) centrifugação e preparo; (iii) transporte ou armazenamento da amostra (FONSECA, 2015).

A fase pré-analítica (FPA) corresponde a 70% dos erros que podem ocorrer nos laboratórios clínicos, e esta deve seguir as normas e diretrizes recomendadas pelo Instituto Internacional de padrões clínicos e laboratoriais (CLSI). Desta forma a rotina laboratorial deve estar padronizada e capacitada para realizar as técnicas e procedimentos seguindo os rigores técnicos de normas de controle de qualidade (OLIVEIRA et al., 2011).

2 | OBJETIVO

O objetivo do estudo foi identificar os principais analitos bioquímicos que possuam a hemólise como fator de interferência.

3 | METODOLOGIA

O estudo é uma revisão narrativa na literatura, constituída de um levantamento teórico por meio da leitura de artigos pesquisados nas plataformas de busca: (i) *Pubmed*; (ii) *Scielo* e (iii) Manuais da SBPC/ML. Os descritores utilizados foram: “hemólise” e “exames bioquímicos”, e estes são padronizados pelos “Descritores em ciências da saúde (DeCS). Foram incluídos no estudo 13 trabalhos de revisão, e 7

estudos clínicos e foram excluídos artigos fora do escopo da pesquisa.

4 | RESULTADOS

Constatou-se neste estudo, que diversos parâmetros bioquímicos são afetados pela HLS e induzem uma interpretação equivocada em sua análise. Os principais analitos que sofrem interferência são:

- (i) **Transaminase Glutâmica Oxalacética (TGO):** A TGO é uma enzima responsável por realizar a transaminação entre aminoácidos e alfacetoácidos. É encontrada no fígado e mais precisamente em suas mitocôndrias. Níveis aumentados no soro podem indicar grave lesão hepática. A HLS pode gerar valores falsamente aumentados desta enzima, fazendo com que a conduta clínica do paciente seja direcionada erroneamente (MOTTA, 2000).
- (ii) **Fosfatase Alcalina:** Esta enzima pertence a um grupo inespecífico de enzimas que catalisam a hidrólise de fosfomonoésteres. São encontradas em maior número nos eritrócitos, em pacientes gestantes podem sugerir hipertensão ou pré-eclâmpsia quando aumentadas no soro. A HLS pode ocasionar um acréscimo em seus níveis, determinando um resultado errôneo da situação do paciente (MOTTA, 2000).
- (iii) **Desidrogenase Láctica:** A desidrogenase láctica ou lactato desidrogenase (DL) é uma enzima intracelular presente no citoplasma de todas as células, sendo encontrada em maior quantidade no miocárdio, fígado, rim e eritrócitos. Os ERI apresentam de 100-150 vezes mais DL, e quando esta enzima aumenta sua concentração no soro, pode sugerir infarto agudo do miocárdio. A HLS pode sugerir níveis aumentados desta enzima, apontando diagnósticos e tratamentos imprecisos graves (MOTTA, 2000).
- (iv) **Potássio:** O potássio é um dos principais eletrólitos do organismo humano, que participa dos potenciais de membrana, e atua em diversos processos de regulação metabólica. Encontra-se em maior concentração dentro das células, e com a ocorrência de HLS sua dosagem no soro indica hipercalemia. A hipercalemia está associada a diabetes mellitus não controlada, dieta rica em potássio, diminuição da excreção por insuficiência renal, e acidose sistêmica. Deste modo, a HLS pode apontar um falso prognóstico clínico do paciente (MOTTA, 2000).
- (v) **Ferro:** O ferro é um elemento químico encontrado no complexo heme, presente na hemoglobina. Na ocorrência de HLS sua concentração aumenta, podendo indicar incorretamente hepatite aguda e anemia hemolítica (MOTTA, 2000).
- (vi) **Cálcio:** O cálcio é um elemento abundante no tecido ósseo, se faz presente na membrana celular, participando de processos de permeabilidade. A

ocorrência de hemólise libera este elemento para a porção extracelular, se dosado erroneamente pode indicar falsamente enfermidade renal, neoplasias malignas e hiperparatireoidismo. Com isso, o clínico pode realizar tratamentos farmacológicos inadequados, não condizentes com seu quadro clínico real do paciente (MOTTA, 2000).

- (vii) **Fosforo:** Conhecido como o sexto elemento mais abundante no organismo humano, dosado como fosfato orgânico, é um agente essencial para o metabolismo energético. A análise deste componente no soro ou plasma, deve estar livre de HLS, pois a proteína hemoglobina pode interferir na reação química do teste, além de apresentar concentração mais elevada na porção interna dos eritrócitos (MOTTA, 2000).
- (viii) **Magnésio:** Elemento que apresenta função essencial na manutenção da estrutura de DNA e RNA e na síntese protéica, desta forma sua concentração intracelular é três vezes maior. Para dosar este analito o soro deve ser isento de hemólise, caso contrário haverá um aumento equivocado (MOTTA, 2000).

5 | DISCUSSÃO

Verificou-se neste estudo que os parâmetros bioquímicos normalmente sofrem um falso aumento por conta da ocorrência de HLS. Estes parâmetros são essenciais para o diagnóstico clínico-laboratorial de enfermidades, e a partir de resultados errôneos podem apontar tratamentos desnecessários e dispensáveis do quadro clínico real do paciente.

Sabe-se que a hemólise é normalmente gerada por inadequação de técnicas realizadas na fase pré-analítica laboratorial (OLIVEIRA, 2009). A falta de padronização e rastreabilidade de erros no ambiente de análises clínicas contribui para sua recorrência. Os fatores causais e de maior atenção para evitar a hemólise serão abrangidos nos tópicos desta discussão:

5.1 Coleta de Sangue:

A venopunção é um procedimento complexo, exige conhecimento, habilidade e alguns processos devem ser seguidos para evitar a HLS. Os fatores de atenção para o procedimento são:

- **Escolha do local de punção:** A fossa antecubital localizada na região anterior do braço é a maior preferência, pois nesta localização se encontram superficialmente as veias: (i) cefálica; (ii) cefálica mediana; (iii) cubital mediana; (iv) basílica e (v) basílica mediana; podendo sofrer alterações em cada indivíduo. As regiões com hematomas não devem ser escolhidas para

evitar a HLS (LIMA, 2019).

- **Utilização correta do torniquete:** A utilização do torniquete é exclusiva para a palpação facilitada das veias, pois a pressão sanguínea dos vasos nesta região aumenta. O local de aplicação do torniquete deve ser entre 7 e 10 cm do local a ser realizada a punção. Em casos de aplicação excedente a um minuto, a estase venosa pode ocorrer, gerando hemoconcentração (SBPC/ML, 2010).
- **Material utilizado:** O flebotomista previamente deve reconhecer o material a ser utilizado, a partir do calibre da veia a ser realizada a punção. Atualmente o método a vácuo é recomendado pelo CLSI, por apresentar facilidade em seu manuseio, garantia de qualidade do espécime diagnóstico e segurança ao profissional e paciente submetidos à técnica (SBPC/ML, 2010).
- **Antissepsia:** A antissepsia do local a ser realizada a punção diminui a flora microbiana da região, impedindo a contaminação da amostra a ser coletada. O antisséptico utilizado deve apresentar concentração 70% e baixa hipoalergênci na pele. Antecipando o momento da coleta a antissepsia do local escolhido é realizada e para introduzir a agulha de coleta é necessário aguardar o período de evaporação do álcool, para não causar lesão celular (GAZARINI, 2015).
- **Técnica de coleta:** Ao introduzir a agulha no vaso sanguíneo a mesma deve estar com o bisel voltado para cima e respeitando um ângulo igual ou inferior a 30°C, assim não haverá formação de pressão positiva nos tubos de coleta. Em coletas de seringa e agulha para evitar a formação de bolhas e espumas o embolo da seringa deve ser movido de forma vagarosa e uniforme (SBPL/ML, 2010).
- **Tubo de coleta:** Preferencialmente em coleta de seringa, o fluido deve ser dispensado para o tubo de coleta sem a presença da agulha, se faz o descarte da mesma e de forma vagarosa desliza o sangue na parede do tubo. (RODRIGUES, 2016).
- **Homogeneização:** A homogeneização dos tubos deve ser realizada imediatamente, para combinar de forma homogênea o fluido com o material contido no tubo de coleta, sendo ele ativador ou inibidor de coágulo. A homogeneização é realizada por inversão, entre 7 e 10 vezes de acordo com o fabricante, não é indicado chacoalhar os tubos (SBPC/ML, 2010).

5.2 Preparo e armazenamento de amostras:

O preparo do espécime diagnóstico a partir do tubo de coleta sofre inicialmente o processo de retração de coágulo, sendo a estabilidade da amostra e o aditivo contido no tubo que irão determinar o tempo para a centrifugação. Completa-se entre 30 e

60 minutos o processo de coagulação habitualmente. A condição de armazenamento durante este período independe do tubo utilizado e requer a temperatura ambiente entre 22 e 30°C (MEIRA, 2012). Segundo o CLSI, o soro ou plasma deve ser separado do contato de células rapidamente. A centrifugação prematura pode desencadear eventos como a produção de fibrinas e hemólise. (SBPC/ML, 2010) Para a centrifugação do material coletado, faz-se o uso de centrifugas balanceadas e calibradas preferencialmente. Existe uma relação entre a velocidade e tempo de centrifugação, onde o tubo utilizado é o principal fator determinante. O soro ou plasma pronto para uso, deve ser imediatamente submetido à análise (SBPC/ML, 2010)

6 | CONCLUSÃO

Este estudo de revisão teve por objetivo avaliar a relação hemólise/interferência em parâmetros bioquímicos. Os resultados permitiram concluir que o setor de bioquímica apresenta analitos alterados significativamente pela HLS. A ocorrência deste evento na fase pré-analítica levanta questões sobre normas e padrões que devem ser seguidas, e ainda percebe-se a importância do setor de controle da qualidade no laboratório clínico. Deve-se fazer a prevenção da ocorrência de hemólise de forma a capacitar o profissional responsável, bem como manter um programa de qualidade laboratorial que institua os procedimentos operacionais padrão a serem seguidos. Importante a implementação dos critérios de rejeição e aceitabilidade de amostras, triagem e identificação do grau de hemólise.

REFERÊNCIAS

COSTA, Edimilson G.; LOURENÇO, Patrick; SILVA, Ivonise; NOGUEIRA, Joyce; **Revisão sistemática como ferramenta para propor uma terminologia de erros pré-analíticos em medicina laboratorial**. Doi 10.21877/2448-3877.201800583. **Universidade do Estado do Rio de Janeiro – UERJ – Rio de Janeiro-RJ, Brasil** Revista Brasileira de análises clínicas, 2018. Disponível em: <http://www.rbac.org.br/artigos/revisao-sistematica-como-ferramenta-para-propor-uma-terminologia-de-erros-pre-analiticos-em-medicina-laboratorial/> Acesso em 21 mar 2019

FLEURY, Marcos K.; PNCQ/SBAC; **Manual de Coleta em Laboratório Clínico**. 2ª Edição, 2016 Disponível em: http://www.pncq.org.br/uploads/2017/Infostecnicas/manual_2016_final_web.pdf Acesso em 22 mar 2019

FONSECA, Edmar F.; FIORIN, Luís H. G.; DESTEFANI, Afrânio C.; **Avaliação dos Principais Erros Laboratoriais na Base Literária e de seu Impacto na Dinâmica Clínica**. Apientia, 14 Dez 2015. Disponível em: https://www.researchgate.net/publication/303857322_Avaliacao_dos_Principais_Erros_Laboratoriais_na_Fase_Pre-analitica_Atualizacao_da_Base_Literaria_e_de_seu_Impacto_na_Dinamica_Clinica Acesso em 20 mar 2019

GAZARINI, Livia Sachi; **As consequências das variáveis pré-analíticas no laboratório clínico**. BD 360° - Boletim BD Life Sciences:Preanalytical Systems, Edição 1, 2015. Disponível em http://www.kasvi.com.br/wp-content/uploads/2015/11/1Ed_BD-360.pdf. Acesso em 10 dez 2018

LIMA, Elza G.; **Manual de coleta, acondicionamento e transporte de amostras para exames**

laboratoriais. 5ª. Ed. Fortaleza: SESA, 2019. Disponível em: file:///C:/Users/User/Downloads/manual_coleta_mar_2019.pdf Acesso em 21 mar 2019

MEIRA, Claudia; OLIVEIRA, Derliane; **Qualidade em laboratório clínico**. Coleção: 156 perguntas e respostas. 1. ed. – São Paulo: Sarvier, 2012.

MOTTA, V. T. Enzimas. **Bioquímica clínica: princípios e interpretações** Editora: Médica Massau, 2000. Disponível em: http://www.laboratoriocentral.com.br/livro_bioquimica-clinica-principios-e-interpretacoes/ Acesso em 21 de mar 2019.

MOTTA, V. T. Eletrólitos e água. **Bioquímica clínica: princípios e interpretações**. Editora: Médica Massau, 2000. Disponível em: <http://www.laboratoriocentral.com.br/livro-bioquimica-clinica-principios-e-interpretacoes/> Acesso em 21 de mar 2019

MOTTA, V. T. Carboidratos. **Bioquímica clínica: princípios e interpretações**. Editora: Médica Massau, 2000. Disponível em: <http://www.laboratoriocentral.com.br/livro-bioquimica-clinica-principios-e-interpretacoes/> Acesso em 21 de mar 2019

NAUM, Paulo C.; NAUM, Flávio A.; **Hematologia Laboratorial – Eritrócitos**. São José do Rio Preto: 2ª Edição da Academia de Ciências e Tecnologia, 2008. Disponível em: http://www.ciencianews.com.br/arquivos/ACET/IMAGENS/livros/aceso_gratuito/Livro_completo%20-%20Hematologia%20Eritrocitos.pdf Acesso em: 20 de mar 2019

MURADOR, Priscila; DEFFUNE, Elenice; **Aspectos estruturais da membrana eritrocitária**. Rev. bras. hematol. hemoter. 2007; 29(2):168-178. Disponível em: <http://www.scielo.br/pdf/rbhh/v29n2/v29n2a16> Acesso em 21 mar 2019

OLIVEIRA, Gabriel L.; BARCELOS, Luiz F.; CORRÊA, José A.; Guimaraes, José C.; NEUFELD, Paulo M.; GRINBERG, Irineu; **Gestão de Qualidade na Fase Pré-Analítica Parte I: Análise Crítica do CLSI H3-A6**. RABC, vol 43 (2), p 85-88, 2011. Disponível em: <http://www.ifcc.org/media/216174/Nova%20RABC.pdf> Acesso em 20 out 2018

OLIVEIRA, Gabriel S. L; **Estudos de fontes de erros nos processos de flebotomia com ênfase na estase venosa em parâmetros bioquímicos**. 2007. 66f. Tese (Mestrado) Ciências da Saúde, Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2007. Disponível em: <https://acervodigital.ufpr.br/handle/1884/17952?show=full> Acesso em 22 mar 219

OLIVEIRA, Gabriel S. L; PICHETH, Geraldo; SUMITA, Nairo M.; SCARTEZINI, Marileia; **Controle da qualidade na coleta do espécime diagnóstico sanguíneo: iluminando uma fase escura de erros pré-analíticos**. Jornal Brasileiro de Patologia e Medicina Laboratorial, V.45, n.6, p441-447, 2009. Acesso em: <http://www.scielo.br/pdf/jbpml/v45n6/a02v45n6.pdf> Acesso em 21 mar 2019

PARRA, Marina; SANDLINAS, Robert S.; FERNÁNDEZ, Esther; PRESA, Galán B. G.; BEDINI, José; **Verificación e implantación en un laboratorio de urgencias de un sistema de medición de los índices séricos (hemólisis, ictericia y lipidemia) en un Dimension® EXL™**. Revista del Laboratorio Clínico, vol.9, Pages 166-172. Issue 4. October-December, 2016. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1888400816300344> Acesso em: 21 de mar 2019

PIMENTA, Dalila Z.; ZANUSSO, Gerson Jr.; **Principais fatores pré-analíticos interferentes nos exames laboratoriais do coagulograma completo**. Revista Uningá, Vol.25, n.3, pp.56-61 (Jan-Mar 201) Disponível em: <http://revista.uninga.br/index.php/uningareviews/article/view/1780/1386> Acesso em: 21 mar 2019

PINHO, Thiago; SILVA, Iberê F. Jr.; **Qualidade das dosagens Bioquímicas Enviadas em um laboratório de Apoio**. Journal of Health Sciences. v.15, n.3. Disponível em: <http://revista.pgsskroton.com.br/index.php/JHealthSci/article/view/674/642> Acesso em 21 mar 2019.

RODRIGUES, Pedro H. S.; **Fase pré-analítica Laboratorial: Erros e Recomendações**.

2016. 28f. Trabalho de conclusão de curso (Especialização) Ciências da Saúde, Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2016. Disponível em: <https://acervodigital.ufpr.br/bitstream/handle/1884/51564/R%20-%20E%20-%20PEDRO%20HENRIQUE%20DA%20SILVA%20RODRIGUES.pdf?sequence=1&isAllowed=y> Acesso em out de 2018

SOCIEDADE BRASILEIRA DE PATOLOGIA CLÍNICA /MEDICINA LABORATORIAL; **Recomendações da Sociedade Brasileira de Patologia Clínica/Medicina Laboratorial para coleta de sangue venoso**. 2ª ed. Editora Manole, Barueri: SP, 2010. Disponível em: <http://www.sbpc.org.br/upload/conteudo/320090814145042.pdf> Acesso em out de mar 2018.

WEBER, Carolina; **Garantia de qualidade no setor de bioquímica do laboratório de análises clínicas de um hospital público de Porto Alegre**. Trabalho (Especialização), Porto Alegre, 2012. Disponível em: <https://www.arca.fiocruz.br/handle/icict/6721> Acesso em 20 de mar 2019

DOENÇA DE ALZHEIMER: ESTIMATIVAS EM USUÁRIOS DO SISTEMA ÚNICO DE SAÚDE DO MUNICÍPIO DE OSÓRIO/RS

Cristiano Serrano Tubelo Filho

Graduando em Biomedicina

Centro Universitário Cenecista de Osório

Osório-RS

Gabriel Corteze Netto

Doutor em Bioquímica

Centro Universitário Cenecista de Osório

Osório-RS

Camilla Lazzaretti

Doutora em Neurociências

Centro Universitário Cenecista de Osório

Osório-RS

RESUMO: Este estudo é uma pesquisa epidemiológica transversal e retrospectiva. O objetivo foi avaliar a prevalência e incidência da doença de Alzheimer (DA), do ano de 2010 a 2016, em indivíduos acima de 60 anos de idade, cadastrados no sistema único de saúde do município de Osório/RS, Brasil. Foram coletados dados de prevalência e incidência do número de casos da doença, por meio de valores absolutos e porcentagem do total da amostra. O trabalho obteve aprovação do comitê de ética em pesquisa sob o número de parecer 1.324.451. A doença mostrou-se, aparentemente, maior em quantidade no sexo feminino com relação ao masculino. Dos 10.497 pacientes de ambos os sexos cadastrados

no SUS, obteve-se 333 casos em homens e mulheres entre 2010 e 2016, cujo ano mais incidente foi 2013. Este estudo discutiu também evidências de fatores etiológicos associados à doença: (i) genéticos, como o gene APOE4 que oferece maior probabilidade de níveis elevados de peptídeo β -amilóide; (ii) e ambientais: possível manuseio de agrotóxicos pela população rural e o aparecimento de DA no município.

PALAVRAS-CHAVE: Alzheimer; Idosos; Epidemiologia.

ABSTRACT: This is a cross-sectional and retrospective epidemiological study. Its objective was to evaluate the prevalence and incidence of Alzheimer's disease (DA), from 2010 to 2016, in individuals over 60 years of age, enrolled in the single health system of the municipality of Osório, RS, Brazil. Prevalence and incidence data were collected on the number of cases of the disease, by means of absolute values and percentage of the total sample. The work was approved by the research ethics committee under the number 1.324,451. The disease was apparently larger in quantity in the female than in the male. Of the 10.497 patients of both sexes enrolled in SUS, 333 cases were obtained in men and women between 2010 and 2016, the most incident year being 2013. This study also discussed evidences of etiological factors

associated with the disease: (i) genetic, such as the APOE4 gene that is more likely to have elevated β -amyloid peptide levels; (ii) and environmental: possible handling of pesticides by the rural population and the appearance of AD in the city.

KEYWORDS: Alzheimer; Seniors; Epidemiology.

1 | INTRODUÇÃO

A doença de Alzheimer (DA) é uma doença neurodegenerativa progressiva altamente prevalente em idosos (CAMARANO, 2002; AMADO, BRUCKI, 2018). Sua etiologia é idiopática, entretanto aspectos ambientais e genéticos podem estar envolvidos no seu aparecimento. Os genes implicados podem ser: (i) presenilina-1 (PSEN-1), que junto ao PSEN-2, (LANOISELÉE, et al., 2017), tais genes, estão relacionados ao aparecimento da doença precoce (HOU, et al., 2016; ROSENBERG, et al., 2016); o gene (ii) APOE relacionado com o acometimento da doença após os 65 anos de idade, codifica a proteína apolipoproteína E, a qual auxilia o transporte de lipídios e possui função de reparo cerebral. (BELLOY et al., 2019; TANZI, 2012; ALTMANN, et al., 2014). Já os fatores ambientais associados podem ser: (i) idade avançada (acima de 65 anos); (ii) sexo feminino; (iii) estilo de vida e (iv) manuseio de substâncias neurotóxicas como os agrotóxicos em populações rurais (RICHARDSON et al., 2014; ABRAZ, 2019). Já é relatado em um estudo de Silva et al., (2011) realizado na região do Vale do Jacuí no RS, que moradores da zona rural, tiveram maior prevalência e DA, e observou-se que esta população realizava o manejo de agrotóxicos.

A DA caracteriza-se por perda de memória (MEM) recente e demência. Estes sintomas são levados por atrofia cortical e hipocampal, com relativa preservação do córtex primário. Inicialmente os sinais se instalam de forma progressiva causando desorientação espacial, déficits cognitivos e executivos, distúrbios de linguagem (anomia), estados de confusão e psicoses. No estágio mais severo, o quadro evolui para déficits motores e fisiológicos (CARANELLI; BARBOSA, 2002; GUPTA et al., 2019). Os danos encefálicos citados, são decorrentes de prejuízos em neurônios colinérgicos, com alterações na proteína tau, e acúmulo extracelular de peptídeo β -amilóide (β A) TORRAO et al., (2012). A proteína tau se encontra no citoplasma neuronal e atua na estabilização do citoesqueleto celular, e na DA ela é encontrada em emaranhados de neurofibrilares resultantes de uma fosforização irreversível da proteína. Isto altera a estrutura de microtúbulos, dificultando o transporte de nutrientes e sinais ao longo dos neurônios (GUPTA et al., 2019). Estes emaranhados são recorrentes principalmente na região do hipocampo e nas zonas próximas ao lóbulo temporal onde a destruição neuronal é maior. O β A tem um papel importante pró-inflamatório em pacientes com DA, sendo este originado após a clivagem da proteína precursora amilóide (PPA) feita pela β -secretase e do processamento da χ -secretase (GUPTA et al., 2019). Com isto,

há o aparecimento de placas senis de β A, que é a primeira alteração anatopatológica observável da DA.

Aproximadamente 44 milhões de pessoas no mundo são acometidas por diversos tipos de demência, e destas 60% correspondem aos indivíduos com DA (GUPTA et al., 2019). Estima-se que, no Brasil, a prevalência média seja maior que a mundial, apresentando 55.000 casos novos a cada ano na população idosa, aumentando de 7,6% para 7,9% na década atual (GUTIERREZ et al., 2014).

2 | OBJETIVO

O estudo teve por objetivo avaliar a prevalência e incidência de DA em indivíduos idosos usuários do SUS de Osório/RS, no período que compreendeu de 01 de janeiro de 2009 a 31 de dezembro de 2016.

3 | METODOLOGIA

3.1 Delineamento de estudo e coleta de dados

O estudo possui delineamento retrospectivo e transversal. Os indivíduos analisados possuem idade acima dos 60 anos e são usuários do sistema único de saúde (SUS) do município de Osório, no estado do Rio Grande do Sul. A população total avaliada é de: N=10.497, sendo 5.869 do sexo feminino (55,91%), e 4.628 do sexo masculino (44,09%). Todos estão cadastrados no software Consulfarma MV®SigSS (CoMV®), versão 1.041.153, instância 201. Os dados coletados são referentes aos indivíduos registrados no sistema CoMV®, incluídos pelo cadastro internacional de doenças (CID) como CID10 G30 para doença de Alzheimer.

3.2 Aspectos éticos e análise dos dados

Este estudo obteve aprovação pelo comitê de ética em pesquisa da instituição sob o número de parecer 1.324.451. A análise do banco de dados se deu por meio de valores absolutos e porcentagem do total da amostra, especificando o sexo, idade e período de tempo que o paciente foi cadastrado com DA. Para a incidência foi coletado o número de casos novos de DA anualmente, de 2010 até 2016, já para a prevalência foi coletado o total de 2010 a 2016. A porcentagem se refere ao total de cadastrados no sistema.

3.3 Aspectos geográficos

O município de Osório está localizado geograficamente ao pé da Serra Geral entre mar e lagoas, formado por morros cobertos de Mata Atlântica. Especificamente, sua região é denominada “Bons Ventos”, pela predominância da atividade eólica no território. Possui um número estimado de 45.557 habitantes em 2018, conforme IBGE

(2010) e uma área de 663,552 km² distribuídos em zona rural e urbana. No que diz respeito à economia e subsistência local a agricultura, pecuária e o Parque Eólico produzem grande impacto na sustentabilidade da população local.

4 | RESULTADOS

Verificou-se neste estudo, no período entre 2009 e 2016, a prevalência da DA. Com isso foi encontrada-se 333 (3,17%) casos no total, sendo 225 (2,14%) no sexo feminino e 108 (1,02%) casos do masculino (Figura 1). Com relação à incidência no ano de 2010, verificou-se apenas 2 (0,07%) casos de DA, ambos eram mulheres. Já em 2011 foram descritas 50 (1,11%) notificações, os quais 40 (0,89%) eram no sexo feminino e 10 (0,22%) no masculino. No ano de 2012 foram registrados 31(0,51%) casos em mulheres e 37 (0,61%) em homens. Já em 2013, 72 (0,99%) registros foram apontados, com 53 (0,73%) mulheres e 19 (0,26%) homens. Em 2014 foram encontrados 47 (0,56%) indivíduos, sendo 29 (0,34%) mulheres e 18 (0,21%) homens. Para o ano de 2015 foram informados 43 (0,45%) indivíduos, sendo 32 (0,33%) mulheres e 11 (0,11%) homens. E finalmente no 2016, obteve-se 51 (0,48%) casos, do qual 38 (0,36%) eram do sexo feminino e 13 (0,12%) do sexo masculino (Figura 2).

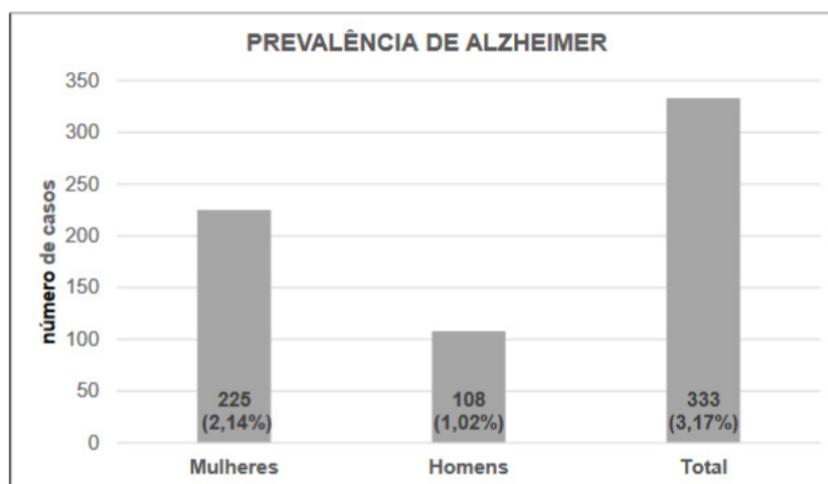


Figura 1. Prevalência da doença de Alzheimer em idosos no município de Osório/RS, Brasil

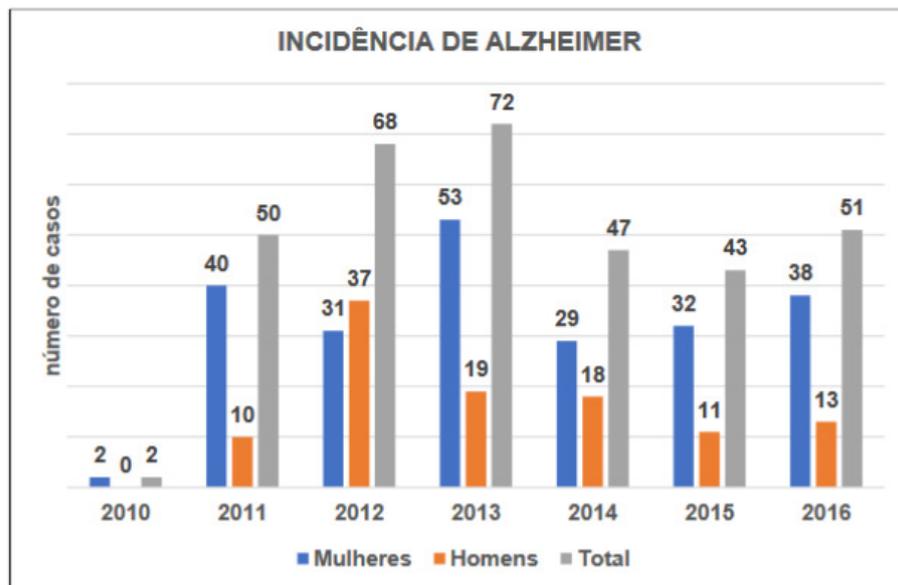


Figura 2. Incidência da doença de Alzheimer em idosos no município de Osório/RS, Brasil

5 | DISCUSSÃO

O presente estudo encontrou uma prevalência de 3,17% casos de DA, do ano de 2009 a 2016, no município de Osório, no litoral norte do RS. Os casos aparecem em maior número no sexo feminino com 2,14%, e no sexo masculino com 1,02%, de notificações no período avaliado. Notou-se da mesma maneira, um aumento progressivo na incidência de DA, principalmente em torno do ano de 2013, com 72 registros no total.

As estimativas da Organização Mundial da Saúde mostram que 35,6 milhões de indivíduos sofreram de demência em 2010, e acredita-se que esse número possa dobrar a cada duas décadas. Já no Brasil, pesquisas com base em estudos de prevalência calcularam uma incidência de 2,7 novos casos de demência (DEM) a cada 1.000 idosos por ano (FOLLE et al., 2016). A partir disso, nota-se que o município de Osório está acima dos parâmetros de incidência nacionais, pois desde 2011 há em torno de 50 casos novos anualmente (exceto para o ano de 2010, período de implementação do sistema de cadastros da cidade). Em relação as estimativas de prevalência, no Brasil, houve um aumento de 7,6% para 7,9% na década atual (GUTIERREZ et al., 2014), e com isso, neste quesito o município de Osório possui estatísticas menores, girando em torno de 3,17%.

Sabe-se que frequentemente a DEM é utilizada como sinônimo para DA, por ser um dos sintomas da doença, e ambas geram declínio cognitivo em idosos (APA, 2013). A *Alzheimer's Disease International* (ADI) traz dados interessantes no Relatório sobre a DA no Mundo de 2009, eles afirmam que em 2010, 57,7% dos idosos que sofrem de DEM viviam em países de baixo e médio rendimento, sendo que, a América Latina e a Ásia teriam um aumento rápido no número de casos. No sul da América

Latina, em 2010 houve 8,74 milhões de idosos, destes 610 mil tinham DA, compondo um dos continentes mais prevalentes para a doença.

Na grande maioria dos estudos epidemiológicos, bem como no presente estudo, é observada uma prevalência maior de casos de DA no sexo feminino. Pode-se explicar tal aspecto, pois as mulheres possuem maior expectativa de vida que os homens, com 7,3 anos a mais, e isto pode ser uma das razões desta diferença (ABRAZ, 2019). Dados do IBGE (2012) corroboram trazendo números expressivos, com um crescimento no número de idosos em 18% em 2012, sendo que as mulheres acima de 60 anos correspondem a 16,9 milhões (56%) de indivíduos, e os homens cerca de 13,3 milhões (44%).

Uma das possíveis explicações sobre os casos de DA no município de Osório pode ser o envolvimento de fatores genéticos, embora sabe-se que a DA é idiopática. Sabe-se que na população brasileira alguns genes estão altamente associados à ocorrência da doença DA: (i) O alelo e4 (APOE4) do gene APOE está envolvido em 39% de casos no Brasil e é alvo de diversos estudos sobre seu papel na DA (HUANG, 2010; HUANG, MAHLEY, 2014; KIM et al., 2009). Este é expresso no sistema nervoso central em células imunológicas (micróglia), astrócitos e também por neurônios sob estresse (KOCKX et al., 2018). Sua função é transportar colesterol entre as células (DIETSCHY, TURLEY, 2001). Graças aos exames de tomografia por emissão de pósitrons (PET) ficou explícito que indivíduos portadores de APOE4 possuem maior probabilidade de ter níveis elevados de amiloide (FLEISHER et al., 2013), mostrando este, estar associado ao acúmulo de β A (CONEJERO-GOLDBERG et al., 2011; SHI et al., 2017; YU et al., 2014). Outro gene relacionado a DA no Brasil é o (ii) PSEN1 que se localiza no cromossomo 14, responsável por codificar proteínas de membrana necessárias para atividade da enzima gama-secretase. Mutação neste gene é o maior causador de DA familiar (CARANELLI et al., 2011).

Ao mesmo tempo, questões ambientais podem, juntamente aos fatores genéticos, levar à DA no município de Osório. Sabe-se que a cidade avaliada possui áreas rurais de produção agrícola em seu entorno, com uma população considerável estimada em 2.989 indivíduos segundo IBGE (2010). Com isto, pode-se especular que o manuseio de agrotóxicos em localidades rurais, pode estar associado a casos de DA. Estudos de HAYDEN et al., de 2010 e RICHARDSON et al., de 2014 interligam o uso de pesticidas e herbicidas com o aparecimento da doença. No site da prefeitura municipal da cidade, são expostos os principais agrotóxicos fornecidos aos trabalhadores rurais. Deste modo, verificou-se que a classe dos piretróides (PIR), e organofosforados (ORGF) são os principais fornecidos aos agricultores. E já é descrito na literatura, em estudos clínicos que o manejo de ORGFs pode aumentar o risco para DA (YEGAMBARAM et al., 2015). Juntamente a isto, em estudos pré-clínicos em roedores, verificou-se grande neurotoxicidade destes compostos com alterações comportamentais, alterações cognitivas, de memória espacial e morte neuronal, prejuízos estes muito similares aos vistos na DA (YEGAMBARAM et al., 2015). Em um estudo de Silva et al. (2011),

realizado no município gaúcho de Cachoeira do Sul, foram entrevistados 229 idosos com idade média de 72,3 anos, sendo 57,2% moradores de zona rural. Verificou-se que a prevalência de DA foi maior na população rural que manuseava agrotóxicos, cerca de 21,7%. Juntamente a isso, observou-se também que 85,4% dos indivíduos não utilizavam adequadamente equipamentos de proteção individual, para aplicação das substâncias na lavoura. Outros compostos também têm sido relatados aumentar o risco para DA, como o diclorodifeniltricloroetano (DDT), e o p-diclorodifenildicloroetileno (DDE) (RICHARDSON et al., 2009), pessoas com o alelo APOE4 apresentam uma maior suscetibilidade aos efeitos do agrotóxico (RICHARDSON et al., 2014). A partir disto, nota-se que questões ambientais e genéticas podem levar a ocorrência da DA no município de Osório.

6 | CONCLUSÃO

Este estudo epidemiológico teve por objetivo avaliar a prevalência e incidência de DA em indivíduos idosos usuário do SUS de Osório/RS. Os resultados permitiram concluir que o ano de 2013 foi o de maior incidência de DA dentre os analisados. A prevalência de DA mostrou-se, aparentemente, maior em quantidade no sexo feminino com relação ao masculino. Além disso, esta pesquisa trouxe evidências de fatores genéticos e ambientais da população em questão, associados a doença. Em destaque os genes APOE e PSEN1 e o manejo de agrotóxicos piretróides e organofosforados, que podem implicar na ocorrência de DA. Com este estudo, verificou-se o padrão epidemiológico da DA no município gaúcho de Osório. Assim, maiores políticas públicas para indivíduos com a doença de Alzheimer podem ser instituídas para evitar possíveis fatores etiológicos e a melhoria da qualidade de vida dos indivíduos acometidos.

REFERÊNCIAS

- ABRAZ. ORG. Associação Brasileira de Alzheimer. Fatores de Risco Disponível em: <http://abraz.org.br/web/sobre-alzheimer/fatores-de-risco/>. Acesso em: 18 mar. 2019
- ALTMANN, A., TIAN, L., HENDERSON, V.W., GREICIUS, M.D. Sex modifies the APOE-related risk of developing Alzheimer disease. **Ann Neurol.** 2014;75(4):563-573. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24623176>. Acesso em: 18 mar. 2019.
- AMADO, D. K.; BRUCKI, S. M. D. Knowledge about Alzheimer's disease in the Brazilian population. **Arq. Neuro-Psiquiatr.**, São Paulo, v. 76, n. 11, p. 775-782, Nov. 2018. disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0004-282X2018001100775&lng=en&nrm=iso>. acesso em 18 Mar. 2019. <http://dx.doi.org/10.1590/0004-282x20180106>.
- AMERICAN PSYCHIATRIC ASSOCIATION. Diagnostic and Statistical Manual of mental disorders: DSM-5. 5th ed. Arlington: **APA**; 2013.
- BOFF, M.S.; SEKYIA, F.S.; BOTTINO, C.M.C.; Prevalence of dementia among brazilian population: systematic review / Revisão sistemática sobre prevalência de demência entre a população brasileira. **Rev Med (São Paulo)**, jul.-set.;94(3):154-61, 2015. doi: <http://dx.doi.org/10.11606/issn.1679->

CAMARANO, A. A. Envelhecimento da população brasileira. IN: FREITAS, E.V; PY L. (organizadores). **Tratado de Geriatria e Gerontologia**. 1ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. p.58-71, 2002. Acesso em: 18 mar 2019

CARANELLI, P; BARBOSA, M. Como diagnosticar as quatro causas mais frequentes de demência? **Rev. Bras psiquiatr**, 24(supl I): 7-10, 2002. Disponível em: <http://www.scielo.br/pdf/%0D/rbp/v24s1/8850.pdf> Acesso em 01 mar 2019.

CARANELLI, P.; LÚCIO TEIXEIRA, A.; BUCHPIGUEL, C. A.; WON LEE, H.; LIVRAMENTO, J. A.; LISBOA FERNANDEZ, L.; ANGHINAH, R. Diagnóstico de doença de Alzheimer no Brasil. **Exames complementares Dementia & Neuropsychologia**, vol. 5, núm. 1, junio, pp. 11-20, 2011. <http://www.demneuropsych.com.br/imageBank/PDF/v5s1a03.pdf> Acesso em 10 mar 2019.

CONEJERO-GOLDBERG, C.; HYDE, T.M.; CHEN, S.; DRESES-WERRINGLOER, U.; HERMAN, M.M.; KLEINMAN, J.E.; DAVIES, P.; AND GOLDBERG, T.E.; Molecular signatures in post-mortem brain tissue of younger individuals at high risk for Alzheimer's disease as based on APOE genotype. **Mol. Psychiatry**, 16, 836–847, 2011. doi: 10.1038/mp.2010.57. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20479757> Acesso em 10 mar 2019.

DIETSCHY, J.M.; TURLEY, S.D. Cholesterol metabolism in the brain. **Curr. Opin. Lipidol.** 12, 105–112, 2001. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11264981> Acesso em 01 mar 2019.

FLEISHER, A.S.; CHEN, K.; LIU, X.; AYUTYANONT, N.; ROONTIVA, A.; THIYYAGURA, P.; PROTAS, H.; JOSHI, A.D.; SABBAGH, M.; SADOWSKY, C.H. Apolipoprotein E ϵ 4 and age effects on florbetapir positron emission tomography in healthy aging and Alzheimer disease. **Neurobiol. Aging** 34, 1–12, 2013. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22633529> Acesso em 01 mar 2019.

FOLLE, A. D.; SHIMIZU, H.E.; NAVES, J.O.S. Social representation of Alzheimer's disease for family caregivers: stressful and rewarding. **Rev. Esc Enferm USP**, 50(1):79-85, 2016. DOI: <http://dx.doi.org/10.1590/S0080-623420160000100011> Acesso em 11 mar 2019.

FONTELLES, M.; SIMÕES, M.; FARIAS, S.; FONTELLES, R. Metodologia da pesquisa científica: diretrizes para a elaboração de um protocolo de pesquisa. **Núcleo de bioestatística aplicado a pesquisa da Universidade da Amazônia-UNAMA**, 2009. Disponível em: https://cienciassaude.medicina.ufg.br/up/150/o/Anexo_C8_NONAME.pdf. Acesso em: 18 mar 2019

GUIMARÃES, R.; LOURENÇO, R.; COSAC, S. A pesquisa em epidemiologia no Brasil. **Rev. Saúde Pública**, 35(4):321-40, 2001. Disponível em: <https://www.scielo.org/pdf/rsp/2001.v35n4/321-340/pt> Acesso em 20 dez 2018.

GUPTA, J.; FATIMA, M.T.; ISLAM, Z.; KHAN, R.H.; UVERSKY, V.N.; SALAHUDDIN, P. Nanoparticle formulations in the diagnosis and therapy of Alzheimer's disease. **Int J Biol Macromol**, Feb 28;130:515-526, 2019. doi: 10.1016/j.ijbiomac.2019.02.156. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30826404> Acesso em 07 mar 2019.

GUTIERREZ, B. A.; OZELLOET, A. L. Impacto econômico da doença de Alzheimer no Brasil: é possível melhorar a assistência e reduzir custos?. **Ciência & Saúde Coletiva [online]**. 2014, v. 19, n. 11, pp. 4479-4486. Disponível em: <<https://doi.org/10.1590/1413-812320141911.03562013>>. ISSN 1678-4561. <https://doi.org/10.1590/1413-812320141911.03562013>. Acesso em 18 mar 2019.

HAYDEN, K. M.; NORTON, M.C.; DARCEY, D.; ET AL. Cache County Study Investigators. Occupational exposure to pesticides increases the risk of incident AD: The Cache County Study. **Neurology**. 2010;74(19):1524-1530. doi: 10.1212/WNL.0b013e3181dd4423. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20458069> Acesso em 10 mar 2019.

HERRERA, E.J.; CARAMELLI, P.; SILVEIRA, A.A.S; NITRINI, R. Epidemiologic survey of dementia in

a community-dwelling Brazilian population. **Alzheimer Dis Assoc Disord**, v.16, n.2, p. 103-8, 2002. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12040305> Acesso em 10 jan 2019.

HOU, Y.; SONG, H.; CROTEAU, D. L.; AKBARI, M.; BOHR, V. A. Genome instability in Alzheimer disease. **Mech Ageing Dev.**, Jan;161(Pt A):83-94, 2017. doi: 10.1016/j.mad.2016.04.005. <http://dx.doi.org/10.1016/j.mad.2016.04.005> Acesso em 07 mar 2019.

HUANG, Y. Mechanisms linking apolipoprotein E isoforms with cardiovascular and neurological diseases. **Curr. Opin. Lipidol.** 21, 337–345, 2010. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20531185> Acesso em 01 mar 2019.

HUANG, Y.; MAHLEY, R.W. Apolipoprotein E: structure and function in lipid metabolism, neurobiology, and Alzheimer's diseases. **Neurobiol. Dis.** 72 (Pt A), 3–12, 2014. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25173806> Acesso em 12 jan 2019.

IBGE. Estatísticas sociais, 2012. Disponível em: <https://agenciadenoticias.ibge.gov.br/agencia-noticias/2012-agencia-de-noticias/noticias/20980-numero-de-idosos-cresce-18-em-5-anos-e-ultrapassa-30-milhoes-em-2017> Acesso em 17 mar 2019.

KIM, J.; BASAK, J.M.; HOLTZMAN, D.M. The role of apolipoprotein E in Alzheimer's disease. **Neuron** 63, 287–303, 2009. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19679070> Acesso em 10 mar 2019.

KOCKX, M.; TRAINI, M.; AND KRITHARIDES, L. Cell-specific production, secretion, and function of apolipoprotein E. **J. Mol. Med. (Berl.)** 96, 361–371, 2018. doi: 10.1007/s00109-018-1632-y. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29516132> Acesso em 11 mar 2019.

LANOISELÉE, H. M.; NICOLAS, G.; WALLON, D. et al. APP, PSEN1, and PSEN2 mutations in early-onset Alzheimer disease: A genetic screening study of familial and sporadic cases. Miller BL, ed. **PLOS Med.** 2017;14(3):e1002270. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28350801>. Acesso em: 18 mar 2019.

OJOPI, E. P. B.; BERTONCINI, A. B.; DIAS NETO, E. Apolipoproteína E e a doença de Alzheimer. **Rev. psiquiatr. clín.**, São Paulo, v. 31, n. 1, p. 26-33, 2004. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0101-60832004000100005&lng=en&nrm=iso>. Acesso em 19 Mar. 2019. <http://dx.doi.org/10.1590/S0101-60832004000100005>.

RICHARDSON, J. R.; et al. Elevated Serum Pesticide Levels and Risk for Alzheimer Disease. **JAMA Neurol.** 2014;71(3):284-290. doi:10.1001/jamaneurol.2013.6030. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25173806> Acesso em 11 jan 2019.

RICHARDSON, J.R; SHALAT, S.L.; BUCKLEY, B.; et al. Elevated serum pesticide levels and risk of Parkinson disease. **Arch Neurol.** 2009;66(7): 870-875. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3383784/> Acesso em 20 dez 2019.

ROSENBERG R. N.; LAMBRAHT-WASHINGTON D.; YU G.; XIA W. Genomics of Alzheimer Disease: A Review. **JAMA Neurol.** 2016 Jul 1;73(7):867-74. doi: 10.1001/jamaneurol.2016.0301. Acesso em: 18 mar 2019

SHI, Y.; YAMADA, K.; LIDDELOW, S.A.; SMITH, S.T.; ZHAO, L.; LUO, W.; TSAI, R.M.; SPINA, S.; GRINBERG, L.T.; ROJAS, J.C.; Et al.; Alzheimer's Disease Neuroimaging Initiative. ApoE4 markedly exacerbates tau-mediated neurodegeneration in a mouse model of tauopathy. **Nature** 549, 523–527, 2017. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28959956> Acesso em 20 jan 2019.

TANZI R. E. The genetics of Alzheimer disease. **Cold Spring Harb Perspect Med.** 2012;2(10): a006296-a006296. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23028126>. Acesso em: 18 mar 2019

TORRAO, A. S. et al. Different approaches, one target: understanding cellular mechanisms of Parkinson's and Alzheimer's diseases. **Rev. Bras. Psiquiatr.** [online], vol.34, suppl.2, pp.s 194-s205, 2012. Disponível em: http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S1516-44462012000600006&script=sci_arttext&lng=pt Acesso em 20 dez. 2017.

WAGNER, M. Medindo a ocorrência da doença: prevalência ou incidência? **Jornal de Pediatria**, 74:157-162, 1998. Disponível em: <https://www.lume.ufrgs.br/bitstream/handle/10183/54350/000164480.pdf> Acesso em 10 mar 2019.

Yegambaram, M.; Manivannan, B.; Beach, T. G.; Halden, R. U. "Role of Environmental Contaminants in the Etiology of Alzheimer's Disease: A Review", **Current Alzheimer Research** 12: 116, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.2174/1567205012666150204121719>. Acesso em 18 mar 2019

YU, J.T.; TAN, L.; HARDY, J. Apolipoprotein E in Alzheimer's disease: an update. **Annu. Rev. Neurosci.** 37, 79–100, 2014. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24821312> Acesso em 11 mar 2019.

UPPER LIMB EXOSKELETON BY PNEUMATIC MUSCLES

Filipe Loyola Lopes

National Institute of Telecommunications
Santa Rita do Sapucaí - Minas Gerais

Larissa Guimarães Veríssimo

National Institute of Telecommunications
Santa Rita do Sapucaí - Minas Gerais

Elton Silva de Moraes

National Institute of Telecommunications
Santa Rita do Sapucaí - Minas Gerais

Raphael Sander de Souza Pereira

National Institute of Telecommunications
Santa Rita do Sapucaí - Minas Gerais

Rani de Souza Alves

National Institute of Telecommunications
Santa Rita do Sapucaí - Minas Gerais

ABSTRACT: The rate of neoplasms, that can generate sequelae as limb movement limitation, is increasing. The aim of present study is upper limb exoskeleton development to simulating the movement of the elbow joint from commands given by electromyography (EMG) signals. The exoskeleton movement is performed through pneumatic muscles to assist people who have some reduced mobility sequelae. The use of this kind of rehabilitation device increases the quality of life and prevention against other complications caused by immobility.

KEYWORDS: Pneumatic Muscles, Exoskeleton,

and Rehabilitation.

1 | INTRODUCTION

Chondrosarcoma is a cartilaginous tumour of malignant origin, which occurs most often in adults. If chondrosarcoma does not respond to chemotherapy and radiotherapy therapy, the solution existing nowadays to minimize the damage caused by disease is the surgical intervention with resection of the affected segment. *Tikhoff-Linberg* surgery is necessary technique to extra-articular surgical removal (Rony Eshkenazy et al, 2018). Malignant neoplasm cases are growing and it requires robotic devices to assist in the rehabilitation (ARAUJO and PINOTTI, 2011; INCA, 2018). The objective of this study is to develop an exoskeleton prototype of upper limb, which performs movement in the elbow joint through pneumatic muscles, from commands given by electromyography (EMG) signals.

2 | METHODS

Construction of a pneumatic muscle and program of the electronic control system and acquisition EMG. The pneumatic muscle components are latex, nylon and aluminium

clips (JUNIOR, 2011). The EMG signal activates the device (LIBELIUM, 2018). For the research, the authors' own EMG signal was used. This system includes amplifiers, electronic filters and digital processing (Fig. 1).

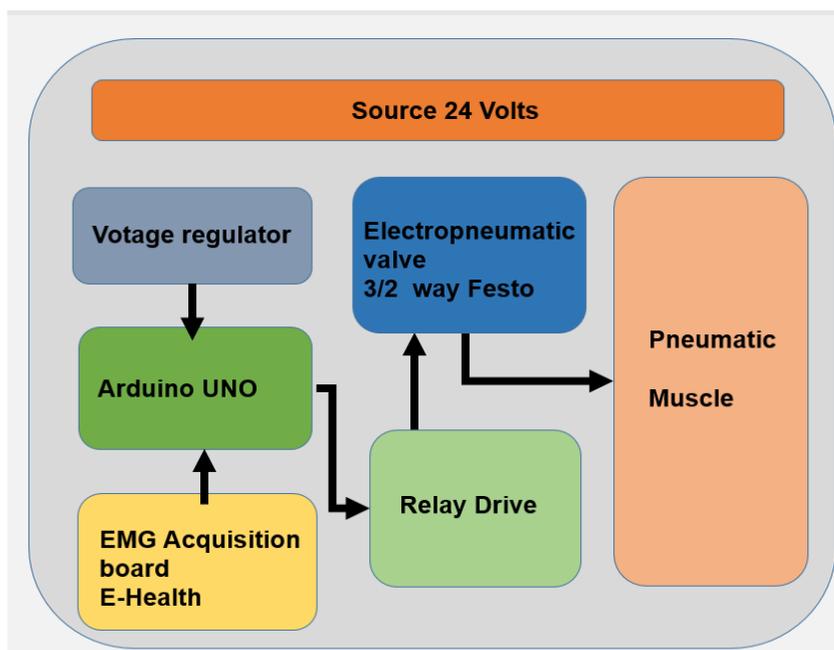


Figure 1. Pneumatic muscle eletronic control.

3 | RESULTS

An initial prototype with iron structure was developed (Fig. 2). The device allowed extension and flexion control from the EMG signal of the brachial biceps.



Figure 2. Prototype of upper limb exoskeleton through pneumatic muscles.

4 | DISCUSSION AND CONCLUSIONS

This project may assist in the rehabilitation of patients who have undergone degenerative upper limb movements or amputation surgery. It can collaborate with future research to the independence of persons with reduced mobility of the upper limb.

5 | ACKNOWLEDGMENT

To the Fund of Amparo the Research at Minas Gerais State (FAPEMIG), by the two grant scientific initiation, and to National Institute of Telecommunications (Inatel), for the use of laboratories and components.

REFERENCES

Araujo, R C; Pinotti, M. **Use of robotic devices for rehabilitation of upper limb after stroke: A review.** *Fisioterapia Ser* vol. 6 n° 1, 2011.

Instituto Nacional de Câncer (INCA). **ABC do Câncer**, Available in <<http://www.inca.gov.br/estimativa/2016/mapa.asp?ID=14>>. Access in march 2018.

Junior, FDAM. **Modelagem e controle de músculo pneumático.** Instituto Militar de Engenharia (mestrado). 2011.

Libelium. **Electromyography sensor.** Available in <<https://www.cooking-hacks.com/electromyography-sensor-emg>>. Access in march 2018.

Rony Eshkenazy, et al. **Cirurgia de tikhoff-linberg para tratamento de condrossarcoma localmente avançado da região escápulo-umeral.** *Revista do Colégio Brasileiro de Cirurgiões*, Volume 30, Number 3, 2018, pp. 241-243(3).

PLANEJAMENTO EM ÁREA ESTÉTICA DE IMPLANTE INSTALADO TARDIAMENTE PÓS EXODONTIA – RELATO DE CASO CLINICO

Edith Umasi Ramos

Universidade Estadual Paulista Julho Mesquita
Filho UNESP- Araçatuba, Departamento de
Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial e
Clínica Integrada Araçatuba-São Paulo.

Luan Pier Benetti

Universidade Estadual Paulista Julho Mesquita
Filho UNESP- Araçatuba, Departamento de
Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial e
Clínica Integrada Araçatuba-São Paulo.

Luiz Gustavo Cavalcanti Bastos

Universidade Federal da Bahia UFBA,
Departamento de Implantodontia- Salvador Bahia

André Carlos de Freitas

Universidade Federal da Bahia UFBA,
Departamento de Implantodontia- Salvador Bahia

Tainara Tejada Camacho

Soberana Faculdade de Saúde de Petrolina-
Petrolina

Ana Paula farnezi Bassi

Universidade Estadual Paulista Julho Mesquita
Filho UNESP- Araçatuba, Departamento de
Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial e
Clínica Integrada Araçatuba-São Paulo.

RESUMO: A reabilitação oral com implantes na região anterior é um procedimento desafiador sobretudo para alcançar um resultado estético satisfatório. Quando não existe a possibilidade de instalação imediata para preservar a crista alveolar e não sofrer reabsorção nos

primeiros seis meses, se faz necessário alguns procedimentos complementares. Nestes casos, a instalação tardia de implantes vem acompanhada de enxertos ósseos e/ou de conjuntivo ou gengival que podem acontecer previamente ou simultaneamente à instalação do implante. Enxertos ósseos após exodontia torna-se uma alternativa, apresentando a vantagem de permitir um melhor controle da posição e angulação cirúrgica, com melhor qualidade de tecido ósseo, já que a remodelação óssea estará completa, mas em contrapartida, requer um planejamento mais minucioso para o manejo de tecidos moles. A proposta deste trabalho é relatar um caso clínico de uma paciente tratada por meio de instalação de implante tardia após exodontia. Paciente do gênero feminino compareceu ao consultório com a finalidade de reabilitar a unidade 22, fraturada. Foi então realizada a exodontia do elemento fraturado associada a um enxerto ósseo particulado mais membrana, logo foi confeccionado a provisionalização com uma prótese provisória com alívio total na região. Foi instalado o implante após 6 meses e sua reabertura após 6 meses da instalação dos implantes, com o deslocamento de gengiva queratinizada para vestibular. Um provisório feito em resina acrílica foi utilizado para o condicionamento gengival por acréscimo gradual de resina, e finalmente reabilitação

final com uma coroa cimentada em zircônia. Na revisão de literatura a instalação de implante tardio é um tratamento eficaz, seguro e seu sucesso é resultado de manejo de tecidos moles criteriosamente planejado.

PALAVRAS-CHAVE: Implantes dentários; Extração dentaria, Próteses parcial imediata.

ABSTRACT: In implant dentistry, rehabilitation of the anterior region is challenging, mainly because of the need to achieve an aesthetic result. When immediate installation is not possible, some complementary procedures are required in order to preserve the alveolar ridge and avoid resorption in the first six months. In these cases, bone and gingiva grafts may occur in the months prior to installation of the implant. Bone grafts after extraction are a viable alternative because they allow the advantage of better position control and surgical angulation, along with higher quality of bone tissue, since the complete remodeling process requires more accurate planning for soft tissue management.

This study reports on a clinical case of late implant installation after exodontia. A female patient came to the clinic for rehabilitation of unit 22, which was fractured. The fractured unit was extracted, with particulate bone graft plus membrane, and a provisional ppr with total relief in the area was made. The implant was installed after 6 months, and its reopening after months performing displacement of keratinized gingiva to vestibular. A temporary made of acrylic resin was used for conditioning by gradual addition, and ultimately final rehabilitation with a zirconia-cemented crown. Literature reviews indicate that late implant installation is effective and safe, and that its success is a result of carefully planned soft tissue management.

KEYWORDS: Dental implants; Dental extraction, Immediate partial denture.

INTRODUÇÃO

Reabilitar a região anterior da maxila é desafiador, contudo, esse é atualmente um dos procedimentos mais comuns. Realizar a instalação de implante unitário em região incisivo central é considerado procedimento mais difícil em toda implantodontia, porque requer a restauração de tecido duro (osso e dentes) quanto dos tecidos moles. (MISH, 2000).

Um dos critérios mais importantes que são avaliados para o sucesso do tratamento com implantes é a perda de osso alveolar, porque sem estabilidade a nível marginal o implante pode ser perdido, portanto o ideal conhecer exatamente quanto de perda óssea existe e assim realizar um planejamento adequado para cada caso. Alguns trabalhos demonstram que ocorre uma perda de 1.5 mm aproximadamente durante o primeiro ano, e 0.1 mm por ano durante os próximos 10 anos, sendo isto o motivo pelo qual a instalação de implante imediato tem vantagens em relação a instalação tardia, uma vez a remodelação do processo alveolar que ocorre de forma mais intensa nos 6 primeiros meses após a extração deixará de acontecer ou acontecerá em menor

intensidade e manterá sua espessura uma vez que essa região apresenta naturalmente uma característica ser de menor espessura. (SMITH; SARB, 1989). Contudo, devemos lembrar que existem vários fatores que afetam o sucesso do tratamento com implantes, entre eles temos: a idade, a região e a qualidade óssea. (RAIKAR et.al, 2017).

Após a perda do elemento dentário, durante o primeiro ano ocorre uma diminuição de 25% na largura vestibulo-palatina. Assim, em um alvéolo intato que apresenta 6-8 mm de largura na região do incisivo central superior após um ano pode estar inadequado para realizar a instalação de implante. Desta forma, muitas vezes o enxerto ósseo torna-se necessário para devolver a anatomia do rebordo, e poder evitar uma instalação do implante em uma posição inadequada. (MISH, 2000). Assim, inúmeras técnicas tem sido desenvolvidas para a eliminação destas deformidades uma destas entre elas destaca-se a regeneração óssea guiada ROG utilizando material natural o sintético. (TITSINIDES et.al.2018).

Por outro lado num estudo comparativo de Esposito et al., em 2015, entre instalação imediata e tardia pós extração na região anterior, os autores relataram ocorrer maiores complicações com a instalação imediata, assim como maior dificuldade para inserção implante, em contrapartida quando o implante foi realizado 4 meses após a exodontia, a estética obtida segundo os autores foi similar para ambos grupos. (ESPOSITO et.al, 2015). Neste mesmo contexto Felice et al. Também realizam estudo de comparação entre a instalação imediata e a tardia realizada nas 6 semana pós exodontia. Na avaliação aos 4 meses após instalação dos implantes e próteses, observaram que não ocorreu diferenças significativas nos dois grupos, mas em relação a falhas e complicações essas eram mais frequentes para o grupo de instalação imediata, e com relação a estética os resultados foram satisfatórios em ambos os grupos. (FELICE et.al, 2016)

O presente trabalho foi realizado baseando-se na revisão de literatura sobre indicações para instalação de implante tardio, apresenta o relato de um caso clinico de remoção de incisivo central por fratura longitudinal e instalação de implante tardio.

Planejamento Reverso

O planejamento reverso do tratamento tem como objetivo otimizar a função e estética do paciente antes de instalar o implante, mediante uma sequência de passos criteriosamente organizados, esta é a seguinte: obtenção da história clínica medica e do paciente, exame clinico, exames radiológicos e tomográfico, análises de fotografias, e finalmente o estudo da restauração protésica (ILLAN et.al, 2014). Na implantodontia o objetivo é determinar primeiro o tipo de restauração protética ideal que pode ser confeccionada para determinar o tipo de tratamento a realizar.

Em relação a reabilitação com implantes na região anterior, depois de realizado os exames clínico intra e extra oral, exame radiográfico, e necessariamente análises dos modelos montados em articulador, assim como associar aos fatores estéticos e

fonéticos do paciente, prestando especial atenção ao suporte labial, altura do sorriso e alinhamento do corredor bucal. (SALLUM et.al, 2010) para finalmente determinar os possíveis tratamentos de escolha que concordem com os desejos do paciente.

Instalação de Implante após Exodontia

Existem diferentes condutas de tratamento em implantodontia para alvéolos pós extração: -primeiro a instalação de implante imediato: nestes casos o implante é instalado logo após a extração;

- segundo instalação de implante cedo: quando é realizado depois de semanas

- terceiro a instalação de implante tardio: quando os implantes são instalados quando existe uma parcial o completa formação do tecido ósseo, geralmente num período de 4 até 12 meses. (TETTAMANTI et.al, 2017)

Para poder escolher a melhor conduta, temos que levar em consideração as características clínicas iniciais, como foi realizada a exodontia, presença ou não de tábua óssea vestibular e nível ósseo das margens mesial e distal. Entre as formas de tratamento temos que a instalação imediata é o preferido dos pacientes, pois em um único momento cirúrgico o paciente acaba resolvendo seu problema enquanto o período tardio haverá um tempo de espera maior e duas intervenções cirúrgicas. (TETTAMANTI et.al, 2017). Contudo, a instalação tardia apresenta um melhor controle de angulação e posição cirúrgica do implante, também aumenta a qualidade de tecido ósseo, e existe um menor risco de infecção e perda do implante. (MISH, 2000).

Enxerto no alvéolo pós-exodontia

Mish e Dietsh sugeriram diferentes técnicas de enxerto baseado no número de paredes remanescentes após extração, desta forma um defeito com cinco paredes terá crescimento ósseo sem a necessidade de material de enxerto; entretanto quando a parede vestibular estiver perdida e portanto um defeito de quatro paredes está presente, será necessário enxerto de osso autógeno ou aloplástico junto com membrana RGO, com isto será restaurado o contorno ósseo gengival. (MISH, 2000).

Um biomaterial adequado quando colocado no alvéolo poderá prevenir a redução de volume, que ocorre após perda dentária por extração. Esse material também terá função de osteocondução e desta forma auxiliará na neoformação óssea (PORRINI et.al, 2010)

Quando a exodontia é realizada sem a presença de um material para sua reconstrução poderá resultar em perda de osso residual, e na região anterior isso poderá significar uma redução de 23% do volume total nos primeiros 6 primeiros meses e mais de 11% nos próximos 5 anos, com uma perda com uma média de 40-60% do volume total num período de 2 anos. Assim, imediatamente após a exodontia deve ser

realizado uma avaliação completa das tábuas vestibular e palatina e sua altura relativa em relação as cristas marginais e o volume ideal desejado. Quando uma tábua óssea apresenta uma espessura menor que 1.5 mm o uso de biomaterial está indicação. (MISH, 2000).

Acondicionamento Tecidual

A presença de papilas é um dos fatores determinantes para estética ideal nos implantes unitários anteriores, a coroa pode ser confeccionada de maneira perfeita tanto na forma, como na cor e contorno, mas se não houver papila interdentária haverá a presença de um “buraco negro” que compromete inteiramente a estética. Tarnow 1992, estabeleceu um método para determinar a possibilidade de presença da papila, baseado na distância entre a crista óssea e o ponto de contato. Segundo ele com uma distância de 5 mm entre esses pontos de contato, em 100% dos casos a papila estará presente, quanto maior for a distância menor as possibilidades de presença de papila. (PEDROLA, 2011)

Num estudo de Choque e colaboradores, os autores demonstraram que quando a distância entre o ponto de contato e a crista ≤ 5 a papila estava presente em quase todos os casos, e quando a distância era ≥ 6 a papila estava presente na metade dos casos ou menos. (MASOUMEH et.al, 2018). Quando a escolha do tratamento é a instalação de implante tardio será necessário a confecção de uma prótese provisória para conseguir uma estética satisfatória, assim como evitar a presença de buraco preto na área do tratamento.

As próteses provisórias permitem que o tecido gengival seja remodelado. Existem várias técnicas de confecção de provisórios entre elas: a técnica direta com resina acrílica polimerizável, técnica híbrida e técnica indireta. A técnica com o uso de resina acrílica deve ter máximo rigor de qualidade com o terço cervical extremamente liso e polido, geralmente está leva um tempo de 60-90 dias para cicatrização dos tecidos moles para poder instalar a próteses definitiva; num período de 6-12 meses o tecido gengival não aumentara mais de 0,3 a 0.4 mm, este é o motivo pelo qual se o paciente apresenta um buraco negro por ausência de papila não se garante que solucione sozinho. (PEDROLA, 2011).

Para que a reabilitação com próteses provisória seja precisa requerer observar alguns aspectos: a integridade das paredes ósseas, ausência de processos infecciosos, quantidade de osso apical, necessidade ou não do preenchimento com biomaterial, contorno dos tecidos moles, biótipo periodontal, assim como a habilidade do profissional. (NUNES et. al, 2014).

RELATO DE CASO CLINICO

Paciente do gênero feminino de 42 anos, apresentou uma fratura a nível radicular

no elemento 22, com processo infeccioso ativo, apresentava condições favoráveis para a reabilitação com implante na região correspondente com um suporte labial satisfatório, altura de sorriso baixa e um corredor bucal bastante harmônico para seu tipo facial.

Durante a avaliação clínica intra bucal e do exame radiográfico notou-se a presença de um abscesso periodontal associada a fratura radicular no elemento dental 22 de tipo horizontal, determinando a necessidade de extração dentária com posterior reabilitação implantesuportada.



Figura 1. Vista Frontal

PLANEJAMENTO REVERSO

Analises da Situação

- Paciente saudável.
- Unidade 22 fraturada, com necessidade de extração dentária, e presença de abscesso gengival.
- Espaço protético de 8 mm.
- Reconstrução estética favorável para o espaço existente.
- Ao análises tomográfico apresenta uma altura óssea 15 mm, e espessura óssea 6 mm.

Formulação do Objetivo

- Confecção de uma prótese cimentada de zircônia da unidade 22.

Formulação das Estratégias

- Extração dentária com instalação imediata do implante, com a existência do risco de tornar-se em instalação tardia, no momento do procedimento.
- ROG (Bioss® + membrana)
- Implante Alvim® CM 3.5 X 11 (Neodent, Brasil)
- Munhão 3,3 x Xx 4, Cilindro de munhão provisório e calcinável 3,3 x 4.

FASE CIRURGICA

Exodontia e curetagem alveolar, Carl Ed



Figura 2. Procedimentos de exodontia Figura 3. Procedimentos de Exodontia



Figura 4. Pós-exodontia



Fig 5. ROG. Bioss



Fig 6. Membrana



Fig. 7 Suturas



Fig. 8 Prótese parcial provisória

A prótese parcial removível utilizada no pós-operatório é uma prótese previamente confeccionada com alívio total de forma que não gere pressão ou contato algum sobre o biomaterial. Fig. 8.



Fig. 9 45 dias pós-exodontia



Fig. 10 35 dias pós-exodontia



Fig.10 90 dias pós-exodontia.



Fig. 12 135 dias pós-exodontia

Previamente à fase protética, se realizou uma nova tomografia para avaliar a remodelação óssea e o planejamento da instalação do implante em uma posição mais favorável.

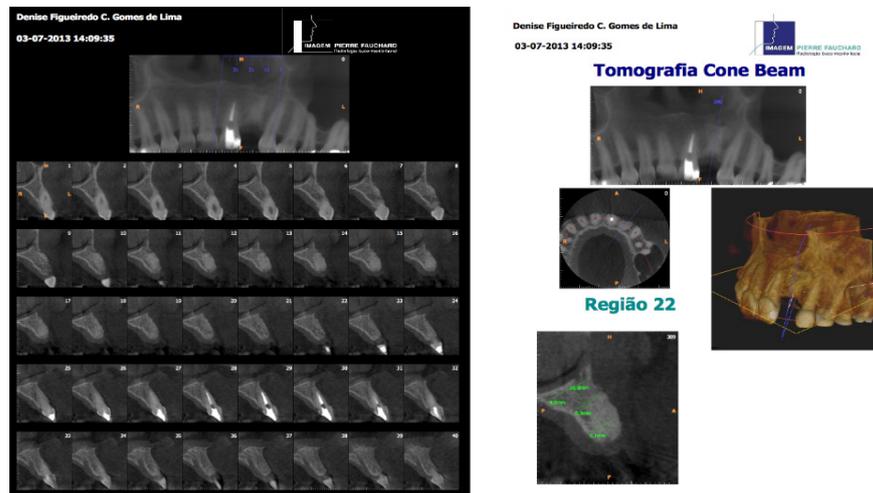


Fig.13- 14. Avaliação tomográfica

Aos 6 meses após extração dentaria foi realizada a instalação de implante Alvim CM. 3.3 x 11. Podemos observar o sucesso da ROG que permitiu a formação de tecido ósseo, assim foi possível a instalação do implante numa angulação e distribuição mesio-distal adequada.

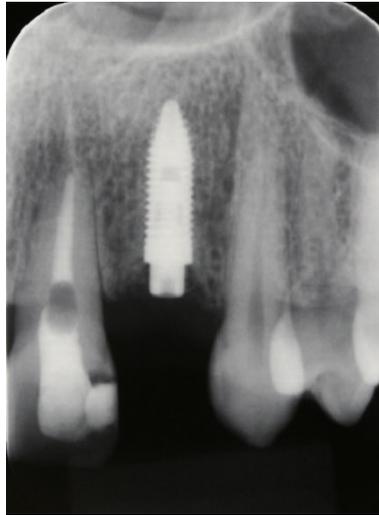


Fig. 15 Implante instalado



Fig.16 Pós- Implante instalado

Após 4 meses após instalação do implante realizou a reabertura, com a finalidade de colocar o cicatrizador, para posteriormente colocar o munhão com a coroa provisória.

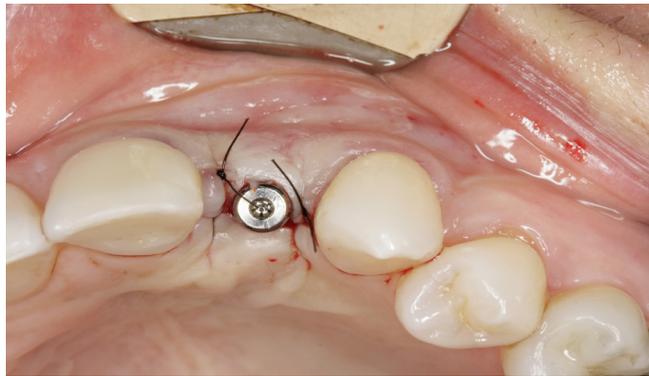


Fig. 17. Cicatrizador CM

FASE PROTÉTICA

Após 15 dias após de instalado o cicatrizador, iniciou-se a fase protética com a instalação de um munhão 3,3x4.



Fig. 18 Munhão instalado



Fig. 19 Confeção provisório

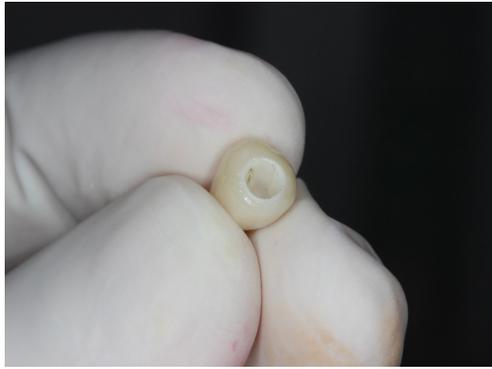


Fig. 20 Provisório finalizado



Fig. 21 Provisório instalado



Fig. 22 Segundo acréscimo de acrílico



Fig. 23. Terceiro acréscimo de resina

A confecção do provisório seguiu a técnica direta com resina acrílica autopolimerizável, de fácil fabricação, tempo clínico relativamente rápido, se utilizou a técnica de inserção manual ou "técnica da bolinha"

Passos:

- Colocar o pilar protésico e comprovar radiograficamente o correto assentamento- Colocar o cilindro plástico para confecção do provisório- Manipular a resina acrílica autopolimerizável no estado plástico, fazer uma espécie de bolinha que é adaptada sobre pilar protético, na boca dá-se a forma desejada

- Retirar da boca para logo eliminar os excessos, ajuste oclusal com papel articular, terço cervical acabado com pedras extrafinas.

Esta coroa permaneceu por 60 dias, foi realizado o acréscimo de acrílico a nível cervical até a cicatrização definitiva dos tecidos moles com um incremento a cada 15 dias. (PEDROLA, 2011). Fig. 18-23.



Fig. 24 Tratamento finalizado



Fig. 25 Tratamento finalizado vista frontal

DISCUSSÃO

Comparando a instalação imediata e tardia foi observado que não existem diferenças desde que sejam observados os critérios de indicação para realizar uma ou outra técnica. (YILDIZ et. al, 2018).

O protocolo de instalação de implante imediatos devem ser evitados quando há necessidade de melhora da qualidade gengival por meio de técnicas cirúrgicas para aumento gengival, uma vez que há necessidade de avanço de retalhos, e quando optamos pela técnica imediata o tecido completará sua cicatrização após o reparo alveolar. (SANZ et.al, 2012)

Neste trabalho foi possível observar que a instalação de implante tardio permitiu reduzir os riscos de infecção durante a colocação de implante, uma vez que estava se trabalhando em uma área com abscesso dental e uma vez reparado a região não tínhamos mais esse componente que poderia levar a uma perda do implante (BUSERet. al, 2011)

Num estudo transversal prospectivo de Busser et. al, 2013 os autores observaram que os tecidos moles e tecidos peri implantares se mostraram estáveis quando foi realizado instalação de implante imediato, assim como num acompanhamento de 5-9 anos verificando que o risco de ressecção da mucosa é baixo, a regeneração óssea foi capaz de manter a parede num 95% dos pacientes. (BUSER et.al, 2013)

Por outro lado, outro estudo comparativo mostrou que foram registradas 8 complicações no grupo de instalação de implante imediato, e uma complicação no grupo de instalação tardia, em relação à estética 1 ano após o carregamento dos implantes se observou escores de 13,0 e 12,8 dentes a implante imediato e tardio. (ESPOSITO et.al, 2015).

Neste caso, tanto o planejamento reverso, quanto o bom exame clínico-tomográfico permitiram criar um plano de tratamento que foi adequado a paciente, resultado um uma reabilitação estética –funcional adequada.

CONCLUSÃO

Com este trabalho podemos concluir que a fase mais importante no tratamento

em implantodontia é um bom planejamento reverso já que a maior desvantagem da instalação tardia é o tempo que demora para concluir o tratamento, porém este será compensado com um ótimo resultado estético, assim como facilidade para a instalação do implante no momento da cirurgia.

REFERÊNCIAS

BUSER, D. CHAPPUIS, V. BORNSTEIN, M.M. WITTNEBEN, J.G. FREI, M. BELSER, U.C. **Long-term stability of contour augmentation with early implant placement following single tooth extraction in the esthetic zone: a prospective, cross-sectional study in 41 patients with a 5- to 9-year follow-up.** J Periodontol, Chicago. v.84, n. 11, p. 1517-27, Jan 2013.

BUSER D, WITTNEBEN J, BORNSTEIN MM, et al. **Stability of contour augmentation and esthetic outcomes of implant-supported single crowns in the esthetic zone: 3-year results of a prospective study with early implant placement postextraction.** J Periodontol, Chicago, v.82, n.3, p. 342-349, Mar 2011.

ESPOSITO, M. BARAUSSE. C, PISTILLI R. JACOTTI, M. GRANDI, G. TUCO, L. FELICE, P. **Immediate loading of post-extractive versus delayed placed single implants in the anterior maxilla: outcome of a pragmatic multicenter randomised controlled trial 1-year after loading.** Eur J Oral Implantol. Alemanha,v.8, n.4, p.347-58, Dic 2015.

FELICE, P. ZUCHELLI, G. CANNIZZARO, G. BARAUSSE, C. DIAZZI, M. TRULLENQUE-ERIKSSON, A. ESPOSITO, M. **Immediate, Immediate-delayed (6 weeks) and delayed (4month) post-extractive single implants:4-month post-loading data from a randomized controlled trial.** Eur J Oral Implantol. Berlin,v.9,n.3,p. 233-247, Oct 2016.

ILLAN, H. E. ARROYO, A. M.P. CERVANTES, H. N. ARAGONESES L.J.M. **Planificación del tratamiento en Implantología Oral.** RCOE Rev. de Consejo General de Odontólogos y Estomatólogos de España, España, v.19, n. 2, p. 81-89, Jun 2014.

MASOUMEH, K. FARIBORZ, VAFAEI. MAHSA, NAJAFI. MASOUMEH, N. **Comparison of interdental papilla around single implants in the anterior maxilla between two implant systems: A cohort study.** J Dent Res Dent Clin Dent Prospect, Iran, v. 12, n. 1, p. 38-44, Jan 2018.

MISH, C.E. **Implantes dentais contemporâneos.** São Paulo: Elseiver, 2011.

NUNES, P. A. MEDEIROS, M. M. SODER, M. V. KLEIN, A. L. L. HASSE, P. N. FPAU, E. A. **Implante e provisionalização imediata com resina composta em área estética.** Arq. Ciênc. Saúde UNIPAR, Umuarama, v. 18, n. 1, p. 65-68, jan./abr. 2014.

PEDROLA, F. **Implantodontia Oral: alternativas para uma próteses bem-sucedida.** Rio de Janeiro: Revinter, 2011.

PORRINI,R. ROCCHETTI, V. VERCELLINO, V. CANNAS, M. SABBATINI, M. **Alveolar bone regeneration in post-extraction socket: a review of materials to postpone dental implant.** Biomed Mater Eng, Netherlands, v.21, n. 2, p. 63-74, Sept 2010.

RAIKAR, S. TALUKDAR, P. KUMARI, S. PANDA, SK. OOMMEN, V.M. PRASAD, A. **Factors Affecting the Survival Rate of Dental Implants: A Retrospective Study.** J Int Soc Prev Community Dent, Índia, v.7, n.6, p.351-355, Nov-Dec 2017.

SANZ, I. GARCIA-GARGALLO, M. HERRERA, D. et al. **Surgical protocols for early implant placement in post-extraction sockets: a systematic review.** Clin Oral Implants Res, Denmark, v. 23, n. 5, p. 67-79, Feb 2012.

SALLUM, A. W. CICARELIMAURICIO, A.J. QEURIDOFABIO, R.M. BASTOS NETO V.R.
Periodontologia e Implantologia Soluções Estéticas e recursos clínicos. São Paulo: Napoleão, 2010.

SMITH, D.E. ZARB, G. A. **Criteria for success of osseointegrated endosseous implants.** J Prosthet Dent, Estados Unidos, v.62, n.5, p. 567-72, Nov 1989.

Tettamanti, L. Andrisani, C. Bassi, M.A. Silvestre-Rangil, J. Tagliabue, A. **Post extractive implant: evaluation of the critical aspects.** Oral Implant (Rome),Italia, v. 10, n. 2, p. 119-128, Sep 2017.

Titsinides, S. Agrogiannis, G. Karatzas, T. **Bone grafting materials in dentoalveolar reconstruction: A comprehensive review.** Jpn Dent Sci Rev, Japão, v. 55, n. 1, p. 26-32, Sept 2018 .

YILDIZ, P. ZORTUK, M. KILIC, E. DINCEL, M. ALBAYRAK. H. **Esthetic outcomes after immediate and late implant loading for a single missing tooth in the anterior maxilla.** Nigerian Journal of Clinical Practice, Turkey, v.21,n.9,p.1164-1170, Agost 2018.

SOBRE OS ORGANIZADORES

NAYARA ARAÚJO CARDOSO - Graduada com titulação de Bacharel em Farmácia com formação generalista pelo Instituto Superior de Teologia Aplicada – INTA. Especialista em Farmácia Clínica e Cuidados Farmacêuticos pela Escola Superior da Amazônia – ESAMAZ. Mestre em Biotecnologia pela Universidade Federal do Ceará – *Campus* Sobral. Membro do Laboratório de Fisiologia e Neurociência, da Universidade Federal do Ceará – *Campus* Sobral, no qual desenvolve pesquisas na área de neurofarmacologia, com ênfase em modelos animais de depressão, ansiedade e convulsão. Atualmente é Farmacêutica Assistente Técnica na empresa Farmácia São João, Sobral – Ceará e Farmacêutica Supervisora no Hospital Regional Norte, Sobral – Ceará.

RENAN RHONALTY ROCHA - Graduado com titulação de Bacharel em Farmácia com formação generalista pelo Instituto Superior de Teologia Aplicada - INTA. Especialista em Gestão da Assistência Farmacêutica e Gestão de Farmácia Hospitalar pela Universidade Cândido Mendes. Especialista em Análises Clínicas e Toxicológicas pela Faculdade Farias Brito. Especialista em Farmácia Clínica e Cuidados Farmacêuticos pela Escola Superior da Amazônia - ESAMAZ. Especialista em Micropolítica da Gestão e Trabalho em Saúde do Sistema Único de Saúde pela Universidade Federal Fluminense. Farmacêutico da Farmácia Satélite da Emergência da Santa Casa de Sobral/CE, possuindo experiência também em Farmácia Satélite do Centro Cirúrgico. Membro integrante da Comissão de Farmacovigilância do referido hospital. Foi coordenador da assistência farmacêutica de Morrinhos/CE por dois anos. Mestrando em Biotecnologia pela Universidade Federal do Ceará - UFC.

MARIA VITÓRIA LAURINDO - Graduada com titulação de Bacharel em Enfermagem pelo Centro Universitário INTA – UNINTA. Foi bolsista no hospital da Santa Casa de Misericórdia de Sobral (SCMS) no setor de Quimioterapia, participei do programa de monitoria na disciplina de Patologia Humana e fui integrante do Projeto de Extensão Humanização Hospitalar. Assim como, desenvolvi ações em educação e saúde como extensionista para pacientes parturientes no hospital Santa Casa de Sobral (SCMS). Pós-Graduada em Urgência e Emergência pela Universidade Cândido Mendes – UCAM.

Agência Brasileira do ISBN
ISBN 978-85-7247-382-8

