

Bases da Saúde e Engenharia Biomédica

Lais Daiene Cosmoski
Fabrício Loreni da Silva Cerutti
(Organizadores)



 **Atena**
Editora

Ano 2018

Lais Daiene Cosmoski
Fabrício Loreni da Silva Cerutti
(Organizadores)

Bases da Saúde e Engenharia Biomédica

Atena Editora
2018

2018 by Atena Editora

Copyright © da Atena Editora

Editora Chefe: Profª Drª Antonella Carvalho de Oliveira

Diagramação e Edição de Arte: Geraldo Alves e Natália Sandrini

Revisão: Os autores

Conselho Editorial

- Prof. Dr. Alan Mario Zuffo – Universidade Federal de Mato Grosso do Sul
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
Profª Drª Cristina Gaio – Universidade de Lisboa
Prof. Dr. Constantino Ribeiro de Oliveira Junior – Universidade Estadual de Ponta Grossa
Profª Drª Daiane Garabeli Trojan – Universidade Norte do Paraná
Prof. Dr. Darllan Collins da Cunha e Silva – Universidade Estadual Paulista
Profª Drª Deusilene Souza Vieira Dall’Acqua – Universidade Federal de Rondônia
Prof. Dr. Eloi Rufato Junior – Universidade Tecnológica Federal do Paraná
Prof. Dr. Fábio Steiner – Universidade Estadual de Mato Grosso do Sul
Prof. Dr. Gianfábio Pimentel Franco – Universidade Federal de Santa Maria
Prof. Dr. Gilmei Fleck – Universidade Estadual do Oeste do Paraná
Profª Drª Girlene Santos de Souza – Universidade Federal do Recôncavo da Bahia
Profª Drª Ivone Goulart Lopes – Istituto Internazionele 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
Prof. Dr. Jorge González Aguilera – Universidade Federal de Mato Grosso do Sul
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
Profª Drª Raissa Rachel Salustriano da Silva Matos – Universidade Federal do Maranhão
Prof. Dr. Ronilson Freitas de Souza – Universidade do Estado do Pará
Prof. Dr. Takeshy Tachizawa – Faculdade de Campo Limpo Paulista
Prof. Dr. Urandi João Rodrigues Junior – Universidade Federal do Oeste do Pará
Prof. Dr. Valdemar Antonio Paffaro Junior – Universidade Federal de Alfenas
Profª Drª Vanessa Bordin Viera – Universidade Federal de Campina Grande
Profª Drª Vanessa Lima Gonçalves – Universidade Estadual de Ponta Grossa
Prof. Dr. Willian Douglas Guilherme – Universidade Federal do Tocantins

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP) (eDOC BRASIL, Belo Horizonte/MG)

B299 Bases da saúde e engenharia biomédica [recurso eletrônico] /
Organizadores Lais Daiene Cosmoski, Fabrício Loreni da Silva
Cerutti. – Ponta Grossa (PR): Atena Editora, 2018. – (Bases da
Saúde e Engenharia Biomédica; v. 1)

Formato: PDF

Requisitos de sistema: Adobe Acrobat Reader

Modo de acesso: World Wide Web

Inclui bibliografia

ISBN 978-85-85107-67-3

DOI 10.22533/at.ed.673183110

1. Biomedicina. 2. Ciências médicas. 3. Medicina – Filosofia.
4. Saúde. I. Cosmoski, Lais Daiene. II. Cerutti, Fabrício Loreni da
Silva. III. Série.

CDD 610

Elaborado por Maurício Amormino Júnior – CRB6/2422

O conteúdo dos artigos e seus dados em sua forma, correção e confiabilidade são de
responsabilidade exclusiva dos autores.

2018

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.

www.atenaeditora.com.br

APRESENTAÇÃO

No campo da educação, uma nova área vem se mostrando muito atuante quando consideramos as bases da saúde, a Engenharia Biomédica desenvolve equipamentos e programas de computador que auxiliam e conferem mais segurança aos profissionais da área da saúde, no diagnóstico e tratamento de doenças.

A Coletânea Nacional “Bases da Saúde e Engenharia Biomédica” é um *e-book* composto por 33 artigos científicos, dividido em 2 volumes, que abordam assuntos atuais, como a importância dos equipamentos de proteção individual, o funcionamento de dos hospitais e a implantação de novas tecnologias, otimização de exames já utilizados como a ultrassonografia, utilização de novas tecnologias para o diagnóstico e tratamento de patologias, assim como análise de várias doenças recorrentes em nossa sociedade, vistas a partir de uma nova perspectiva.

Tendo em vista, a grande evolução no campo da saúde, a atualização e de acesso a informações de qualidade, fazem-se de suma importância, os artigos elencados neste *e-book* contribuirão para esse propósito a respeito das diversas áreas da engenharia biomédica trazendo vários trabalhos que estão sendo realizados sobre esta área de conhecimento.

Desejo a todos uma excelente leitura!

Lais Daiene Cosmoski

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1	1
A IMPORTÂNCIA DO USO DOS EQUIPAMENTOS DE PROTEÇÃO INDIVIDUAL PELOS PROFISSIONAIS DA SAÚDE NA UTI ADULTO	
Elisângela de Andrade Aoyama Jéssica Conceição Silva Thaina Pereira Dos Santos Rafael Assunção Gomes de Souza Elivânia Rodrigues de Souza Assunção Ludmila Rocha Lemos	
CAPÍTULO 2	5
REQUISITOS PARA IMPLANTAÇÃO DE LABORATÓRIO DE ANÁLISES CLÍNICAS EM MUNICÍPIOS DE PEQUENO PORTE	
Ana Beatriz Delavia Thomasi Marcos Aurélio da Silva Vianna Filho Daniel Gomes de Moura	
CAPÍTULO 3	14
GESTÃO DE RESÍDUOS DOS SERVIÇOS DE SAÚDE: ANÁLISE DA EFETIVIDADE DO PLANO DE GERENCIAMENTO DE RESÍDUOS DE SERVIÇOS DE SAÚDE EM UM SETOR CLÍNICO DE UM HOSPITAL DE GRANDE PORTE	
Justino Batista Vieira Neto Victor Hugo de Freitas Morales Roger Amaral Pires Homero Castro Oliveira Yuri Cassiolato Silva Alessandra Bauab Azar	
CAPÍTULO 4	22
A TELECONSULTORIA NO ÂMBITO DA ATENÇÃO PRIMÁRIA À SAÚDE	
Franciele Guimarães de Brito Aurélia Aparecida de Araújo Rodrigues João Batista Destro Filho	
CAPÍTULO 5	30
A CONFIABILIDADE DA ULTRASSONOGRRAFIA MAMÁRIA NO RASTREIO E DIAGNOSE DO CÂNCER DE MAMA EM MULHERES ACIMA DE 70 ANOS	
Veronica de Lima Gonçalves Alessandra Crispim Rosa Adriano Oliveira Andrade Adriano Alves Pereira Selma Terezinha Milagre	
CAPÍTULO 6	37
ULTRASSOM DIAGNÓSTICO COMO TÉCNICA PARA A ESTIMATIVA NÃO INVASIVA DE TEMPERATURA VISANDO NANOTERAPIAS TÉRMICASD.J.P. de Faria	
Denyel Jefferson Prado de Faria Cristhiane Gonçalves	

Gustavo Capistrano
Andris Figueroa Bakuzis.

CAPÍTULO 7	45
ASPECTOS GERAIS DA <i>Calêndula Officinalis L.</i> E DO LASER DE BAIXA INTENSIDADE	
Vânia Thais Silva Gomes	
Raimundo Nonato Silva Gomes	
Maria Silva Gomes	
Francileine Rodrigues da Conceição	
Erick Giovanni Reis da Silva	
Larissa Vanessa Machado Viana	
CAPÍTULO 8	55
LECTINA LIGANTE DE MANOSE (MBL): ASPECTOS BIOQUÍMICOS E FUNCIONAIS	
Carmem Gabriela Gomes de Figueiredo	
Luciane Alves Coutinho	
Marizilda Barbosa da Silva	
Maria Soraya Pereira Franco Adriano	
Claudenice Rodrigues do Nascimento	
CAPÍTULO 9	71
REVISÃO BIBLIOGRÁFICA SOBRE O USO DE <i>SMARTPHONES</i> PARA REALIZAÇÃO DE ELETROCARDIOGRAMAS NA ISQUEMIA E NA FIBRILAÇÃO ATRIAL	
Rodrigo Penha de Almedida	
João Batista Destro Filho	
CAPÍTULO 10	77
PROPOSTA DE UM SISTEMA DE ELETROESTIMULAÇÃO PARA ESTUDOS DE CONDUÇÃO NERVOSA	
Sandra Cossul	
Felipe Rettore Andreis	
Mateus André Favretto	
Jefferson Luiz Brum Marques	
CAPÍTULO 11	86
ELETRODOS PARA PROCEDIMENTO DE ABLAÇÃO HEPÁTICA POR RADIOFREQUÊNCIA: UMA REVISÃO SISTEMÁTICA	
Joziane Porcino da Silva	
Suelia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa	
Jocyellen Christyne da Silva Casado	
Vitor Meireles Oliveira	
Juliana Aparecida Elias Fernandes	
Vera Regina Fernandes da Silva Marães	
CAPÍTULO 12	96
ELETROMIOGRAFIA DOS MÚSCULOS ABDOMINAIS EM EXERCÍCIOS DE ESTABILIZAÇÃO DO TRONCO COM DIFERENTES SUPERFÍCIES INSTÁVEIS	
Frederico Balbino Lizardo	
Phillipe Rodrigues Alves Santos	
Gilmar da Cunha Sousa	

Fabio Clemente Gregorio
Franciel José Arantes
Carlos Eduardo da Silva Pereira
Fausto Bérzin
Delaine Rodrigues Bigaton

CAPÍTULO 13 107

ATIVIDADE ELETROMIGRÁFICA DOS MÚSCULOS DO ASSOALHO PÉLVICO, GLÚTEO E GRÁCIL DURANTE O AGACHAMENTO

Carina Oliveira dos Santos
Marcone Lopes da Silva
Patrícia Virgínia Silva Lordêlo Garboggini
Chantele dos Santos Souza
Ana Cecília Silva Combes
Hernane Borges de Barros Pereira
Marcelo Albano Moret Simões Gonçalves

CAPÍTULO 14 116

OBTENÇÃO DOS PERFIS DE VELOCIDADE E ACELERAÇÃO ANGULAR DE UM MOVIMENTO DE TREINAMENTO DO JUDÔ

Thiago Gomes Cardoso
Márcio Peres de Souza
Cleudmar Amaral de Araújo
Lucas Pereira Ferreira de Rezende

CAPÍTULO 15 124

UTILIZAÇÃO DE UM SENSOR LDR PARA TESTE E MEDIÇÃO DE SENSIBILIDADE RADIOATIVA EM APARELHO DE RAIOS X

Edgard Rogério Siqueira Vasconcelos
Lourdes Mattos Brasil
Leandro Xavier Cardoso
Georges Daniel Amvame Nze
Rafael Assunção Gomes de Souza
Elivânia Rodrigues de Souza Assunção
Wagner Ribeiro Teixeira

CAPÍTULO 16 133

SISTEMA DE AQUISIÇÃO DO SINAL MIOELÉTRICO PARA PRÓTESES DE MEMBRO SUPERIOR

Bruna Souza Morais
Samuel Lourenço Nogueira
Thiago Luiz de Russo
Arlindo Neto Montagnoli

CAPÍTULO 17 141

SENSORES À FIBRA ÓPTICA MICROESTRUTURADA BASEADOS NA RESSONÂNCIA DE PLÁSMONS DE SUPERFÍCIE

Márcia Fernanda da Silva Santiago
Arthur Aprígio de Melo
Talita Brito da Silva
Rossana Moreno Santa Cruz
Cleumar da Silva Moreira

CAPITULO 18 151

SERIOUS GAME PARA APRENDIZAGEM DE CIRURGIAS COM ÓCULOS DE REALIDADE VIRTUAL

Thalison Carlos Fernandes Gomes

Luciene Chagas de Oliveira

Eduardo Chagas de Oliveira

SOBRE OS ORGANIZADORES..... 158

A IMPORTÂNCIA DO USO DOS EQUIPAMENTOS DE PROTEÇÃO INDIVIDUAL PELOS PROFISSIONAIS DA SAÚDE NA UTI ADULTO

Elisângela de Andrade Aoyama

Faculdade JK, Brasília – DF

Jéssica Conceição Silva

Faculdade JK, Brasília – DF

Thaina Pereira Dos Santos

Faculdade JK, Brasília – DF

Rafael Assunção Gomes de Souza

Faculdade JK, Brasília – DF

Elivânia Rodrigues de Souza Assunção

Faculdade Apogeu, Brasília - DF

Ludmila Rocha Lemos

Faculdade JK, Brasília – DF

RESUMO: O Equipamento de Proteção Individual é utilizado pelos profissionais da saúde para que não seja exposto aos riscos durante a execução de suas funções no ambiente de trabalho no suporte ao paciente/cliente. O artigo tem como objetivo apontar a importância na utilização dos Equipamentos de Proteção Individual na prevenção e/ou minimização das ações de riscos no ambiente hospitalar e os acidentes ocupacionais ocasionados ao profissional quando não utilizado devidamente. Para demonstrar os levantamentos realizados na pesquisa foram utilizados gráficos e tabelas a partir de entrevistas por meio de questionários, aplicados no Hospital Brasília com enfermeiros e técnico em enfermagem que atuam na unidade de terapia intensiva. Nas amostras realizadas foi

observado que a maioria desses profissionais do Hospital Brasília não fazem o uso dos EPI's e pouco se viu na instituição quanto as ações que incentivasse o uso destes. O não uso dos EPI's ou o uso inadequado podem resultar em advertencia e/ou justa causa ao empregado salvos em lei, além do risco de acidentes de trabalho, o risco de doença ocupacional ocasionadas principalmente pela contaminação hospitalar.

PALAVRAS-CHAVE: Disponibilização, Profissionais da Saúde, Proteção, Riscos.

ABSTRACT: The Individual Protection Equipment is used by health professionals so that they are not exposed to risks during the execution of their functions in the work environment in patient / customer support. The objective of this article is to point out the importance of using the Individual Protection Equipment In the prevention and / or minimization of risk actions in the hospital environment and occupational accidents caused to the professional when not used properly. To demonstrate the surveys conducted in the research, graphs and tables were used from interviews through questionnaires, applied at Hospital Brasília with nurses and nursing technicians who work in the intensive care unit. In the sample, it was observed that most of these professionals of the Hospital Brasilia do

not use PPE, and little was seen in the institution regarding the actions that would encourage their use. Failure to use PPE or improper use may result in a warning and / or just cause to the employee, which, in addition to the risk of occupational accidents, may result in occupational disease caused mainly by hospital contamination.

KEYWORDS: Provision, Health Professionals, Protection, Risks.

1 | INTRODUÇÃO

Toda a empresa é obrigada a fornecer aos seus empregados, gratuitamente, os equipamentos de proteção individual adequado e em perfeitas condições para a atividade que este profissional desempenha (PORTAL DA EDUCAÇÃO, 2017).

A participação e o desempenho de toda a equipe é de suma importância, o trabalho em grupo auxilia no desenvolvimento de estratégias de prevenção aos riscos, promovendo a interação, enfrentamento das dificuldades, conhecimento sobre o assunto e diminuição da ocorrência dos acidentes de trabalho (RIBEIRO, 2010).

É fundamental a utilização dos Equipamentos de Proteção Individual para a prevenção e minimização dos riscos físicos, fisiológicos, químicos, mecânicos, biológicos e acidentes ocupacionais ao profissional da saúde no suporte à saúde ao paciente/cliente.

2 | MATERIAIS E MÉTODOS

Foram entrevistados 30 técnicos em enfermagem e enfermeiros de diferentes idades, por meio de questionários com 10 questões objetivas a respeito do modo de utilização dos EPI's, em atividades realizadas na Unidade de Terapia Intensiva adulto (UTI), no Hospital em Brasília.

3 | RESULTADOS E DISCUSSÃO

Segundo os dados obtidos através do questionário, no total de 30 colaboradores, 70 % são mulheres e 30% são homens.

Foi observado que (70%) dos colaboradores observaram ações salientando a importância do EPIs no ambiente hospitalar. É de extrema importância ações que incentivem estes profissionais na adoção do uso consciente no ambiente hospitalar, independente do receio de advertências ou suspensões disciplinares.

Nesse contexto, as campanhas educativas têm se mostrado incentivos interessantes para fazer com que os trabalhadores se convençam da importância do uso dos EPIs.

A UTI é um dos setores em que mais ocorrem acidentes com perfurocortantes. Porque os profissionais da saúde em sua grande maioria cuidam e preservam a vida e saúde dos clientes, mas descuidam-se muitas vezes da própria proteção. Além disto,

esta ocorrência está associada ao fato de os profissionais se tornarem mais vulneráveis a este tipo de acontecimento em decorrência de algumas características, como a de ser o maior grupo de profissionais a prestar assistências ininterruptas durante 24h/dia, ser responsável pela execução de aproximadamente 60% das ações de saúde e de manter maior contato físico com os clientes (SPINDOLA, 1999).

Os acidentes de trabalho ocorridos na Unidade de Terapia Intensiva por se tratar de um ambiente complexo, que apresenta um elevado número de riscos ocupacionais para a equipe de enfermagem, decorrente tanto da assistência prestada diretamente ao cliente, como manuseio de equipamentos e materiais perfurantes e/ou cortantes, que podem estar contaminados por sangue e fluidos corporais (ANVISA, 2017).

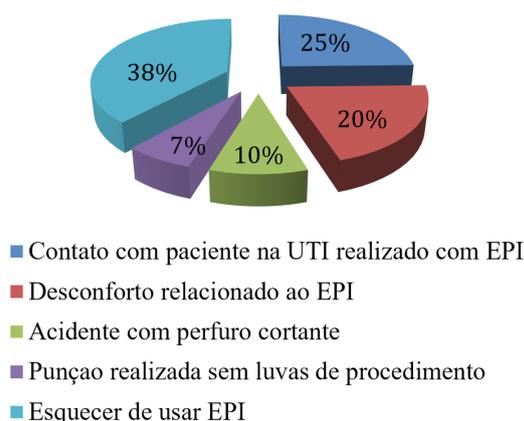


Gráfico 1 - Percentual de uso de Equipamento de proteção individual pelos profissionais da saúde

No Gráfico 1, uma grande parcela dos questionários respondidos pelos profissionais de enfermagem (38%), relataram esquecer de usar os EPI's. A maioria das vezes para atender a demanda de trabalho, muitos profissionais esquecem a importância da proteção, com isso aumenta cada vez mais a exposição aos riscos e o agentes infecciosos.

Os profissionais de enfermagem muitas vezes não utilizam os equipamentos de proteção individual por diversas razões, sempre discutíveis e fúteis, ou até mesmo por falta de orientação. Para cada EPI existem várias desculpas, sendo que a mais usual é sobre a utilização das luvas de procedimento, referindo que há uma diminuição da sensibilidade em procedimentos como punção de acesso venoso periférico ou ainda que não há possibilidade de utilizar as luvas para atividades que são utilizados esparadrapos (VEIGA, 2007).

4 | CONCLUSÃO

O presente estudo possibilitou analisar tamanha importância do uso dos equipamentos de proteção individual (EPI) no âmbito hospitalar como foco maior a Unidade de Terapia Intensiva adulto (UTI), ambiente propício a contaminação e a vulnerabilidade desses profissionais que mantém o contato diário com agentes

infeciosos.

De um modo geral, grande parte desses profissionais sabe da importância e obrigatoriedade na utilização do EPI, porém o descuido e a autoconfiança fazem com que se exponham em riscos.

Comparados as outras áreas, os profissionais de saúde que atuam na Unidade de terapia intensiva são expostos a elevados riscos ocupacionais, é indispensável o uso do equipamento de proteção individual para que possa prevenir as infecções e promover a saúde.

É importante a conscientização e a informação do uso indispensável e correto dos EPIs para que esses profissionais executem suas atividades sem expor a saúde de si, da equipe e do paciente/cliente.

5 | AGRADECIMENTOS

Agradecemos a colaboração dos enfermeiros e aos técnicos de enfermagem do Hospital Brasília por contribuírem no crescimento do artigo, pela participação e as informações transmitidas nos questionários realizados na instituição.

REFERÊNCIAS

ANVISA. **Segurança no Ambiente de Trabalho**. Disponível em: < http://www.anvisa.gov.br/servicosaude/manuais/seguranca_hosp.pdf >. Acesso em: 26. Abril, 2017.

PORTAL DA EDUCAÇÃO. **O uso de Equipamentos de Proteção Individual pelos profissionais de enfermagem**. Disponível em:<<https://www.portaleducacao.com.br/conteudo/artigos/enfermagem/o-uso-de-equipamentos-de-protecao-individual-pelos-profissionais-de-enfermagem/9694>>. Acesso em: 20. Abril, 2017.

RIBEIRO, A. E. S; CHRISTIANE, R. M; ESPINDOLA, B.M. **Identificação dos riscos institucionais em profissionais de enfermagem**. Revista Eletrônica de Enfermagem do Centro de Estudos de Enfermagem e Nutrição, p. 1 – 21. Jan/jul, 2010.

SPINDOLA, T. **Prevenindo acidentes com pérfuro-cortantes na área hospitalar**. Ver Enferm UERJ, 1999 jan/jun; 7(1): 54-60.

VEIGA, M. M, et al. **A contaminação por agrotóxicos e os Equipamentos de Proteção Individual (EPIs)**. *Rev. bras. saúde ocup.*, Dez 2007, vol.32, no.116, p.57-68. ISSN 0303-7657.

REQUISITOS PARA IMPLANTAÇÃO DE LABORATÓRIO DE ANÁLISES CLÍNICAS EM MUNICÍPIOS DE PEQUENO PORTE

Ana Beatriz Delavia Thomasi

UFMG, Instituto de Ciências Biológicas,
Bioinformática

Belo Horizonte – MG

Marcos Aurélio da Silva Vianna Filho

Fumec, Faculdade de Engenharia e Arquitetura

Belo Horizonte – MG

Daniel Gomes de Moura

Fumec, Faculdade de Engenharia e Arquitetura

Belo Horizonte – MG

RESUMO: O presente trabalho tem por objetivo apontar os requisitos básicos necessários para a implantação de um laboratório de análises clínicas – LAC em municípios de pequeno porte. Nessa linha, foram então pontuados: a legislação para sua abertura, equipamentos, mobiliário e instrumentos necessários, estrutura arquitetônica, os exames ofertados e o quadro de funcionários. Essa proposta foi desenvolvida a partir de uma visita técnica realizada ao município de Jaboticatubas/MG, bem como a carência de uma bibliografia completa, que explorasse o processo de implantação de maneira completa e ao mesmo tempo fosse de fácil compreensão.

Palavras-chave: Implantação. Laboratório de análises clínicas. Regulamentação.

ABSTRACT: The objective of this study is

to identify the basic requirements necessary for the implantation of a laboratory of clinical analysis in small municipalities. In this line, were then punctuated: the legislation for its opening, equipment, furniture and necessary instruments, architectural structure, the exams offered and the staff. This proposal was developed based on a technical visit to the municipality of Jaboticatubas/MG, as well as the lack of a complete bibliography, which explored the implementation process in a complete way and at the same time was easy to understand.

KEYWORDS: Implantation. Clinical Analyzes Laboratory. Regulation.

1 | INTRODUÇÃO

Um LAC, consiste em uma instituição onde são executados exames diagnósticos necessários a prática médica. Nele são realizadas atividades que compreendem desde a coleta de amostras biológicas, sua análise, até a entrega dos resultados (MENDES,1998).

O objetivo desses exames é o de contribuir com a determinação do estágio de doenças, na escolha do tratamento mais indicado, e ainda na verificação dos fatores de risco para a saúde da sociedade (MENDES,1998).

Entretanto, mesmo com essa grande influência dos exames no diagnóstico médico,

ainda existem poucos LACs públicos no país. Segundo Sebrae 2016, existem disponíveis um total de 21.536 laboratórios públicos, para uma população de 207.8 milhões de habitantes. Ou seja, cada LAC é responsável pelo atendimento de aproximadamente 9.602 pessoas. Esse valor é assustador, principalmente se levarmos em conta que grande parte dos LACs encontram-se nas regiões metropolitanas, o que reduz o acesso dos municípios de pequeno porte.

Tendo esse cenário em vista, foi realizada uma visita técnica a cidade de Jaboticatubas/MG no intuito de detectar as fraquezas da área da saúde da mesma. Nessa visita verificou-se a existência de apenas um LAC privado que funcionava apenas dentro do horário comercial. Esse fato, ocasionava o deslocamento dos habitantes para Belo Horizonte/MG (61,1 Km de distância) no caso de emergências.

A partir da visita, e ainda juntamente com uma carência de bibliografia completa que norteasse o processo de implantação de um LAC, decidiu-se pela redação do presente artigo, que tem por objetivo estabelecer os requisitos mínimos necessários para a implantação de um LAC em municípios de pequeno porte, abordando aspectos funcionais, legais e estruturais.

2 | METODOLOGIA

É importante salientar que a metodologia utilizada foi a Bibliográfica, ou seja, todas as informações aqui contidas, foram baseadas na legislação brasileira, normas e regulamentos da Agência Nacional de Vigilância Sanitária - Anvisa, bem como nas recomendações de boas práticas laboratoriais da Sociedade Brasileira de Análises Clínicas.

3 | ABERTURA DO LAC

3.1 Município

A implantação de um LAC, segundo Ministério da Saúde (MS) 2003, requer muito preparo e alguns fatores são essenciais para o seu sucesso e variam conforme cada município, por isso deve-se avaliar:

- Especificidades (necessidades da região);
- Legislação local;
- Parâmetros assistenciais: Determinar o tipo de laboratório e sua tecnologia (Tabela 01);
- Existência de recursos humanos;
- Viabilidade econômica (MS, 2003).

TIPO	TERRITÓRIO	POPULAÇÃO
Lab. I, Manual	Microrregional	<25.000
Lab. II, Semiautomático	Microrregional	25.000 a 50.000
Lab. I, II ou III, Automático	Microrregional ou Regional	>50.000
Lab. III ou Misto	Regional ou Estadual	>50.000

Tabela 01: Tipo de laboratório conforme demanda

Elege-se um município, após a análise desses 5 fatores e segue para a escolha da estrutura física de atuação do LAC.

3.2 Projeto Físico

Como o foco deste trabalho é a implantação de um LAC em municípios de pequeno porte (<25.000 habitantes), nos basearemos no dimensionamento de um laboratório tipo I (privado ou público). Que, para Anvisa 2002, segue, três fases de projeto: Estudo Preliminar, Projeto Básico e Projeto Executivo.

No Estudo Preliminar define-se:

- Tipo de Obra: Reforma, ampliação, recuperação ou construção;
- Localização (normas de uso e ocupação do solo do município);
- Ocupação e Zoneamento: Relação entre obra e vizinhança, quantidade de edificações e suas finalidades, número de pavimentos, estacionamento, etc;
- Instalações: elétrica, eletrônica, hidráulica e climatização;
- Estrutura e Fundações (Anvisa, 2002).

Já no projeto Básico e no Executivo, são feitos os cálculos e desenhos necessários para aprovação do projeto pela Vigilância Sanitária (estadual ou municipal). Após essa aprovação é feita uma inspeção do local, que verifica o cumprimento das normas do projeto e então emite a licença (Anvisa, 2002)..

3.3 Requisitos para abertura

Já ao término da obra, solicita-se a licença sanitária e de funcionamento do estabelecimento (as licenças de funcionamento são apenas cobradas aos LACs privados) (Anvisa, 2012).

O proprietário deve manter arquivado o projeto aprovado e os alvarás sanitário e de funcionamento, quando for o caso, atualizados e fixados em paredes visíveis ao público (Anvisa, 2002).

Juntamente com a aquisição dessa documentação, deve ser feito o registro no Cadastro Nacional de Estabelecimentos de Saúde – CNES, no Cadastro Nacional de Pessoas Jurídicas – CNPJ e no Conselho Regional de Farmácia – CRF (Anvisa,

2002). O Fluxograma 01 ilustra o passo-a-passo dessa sessão.

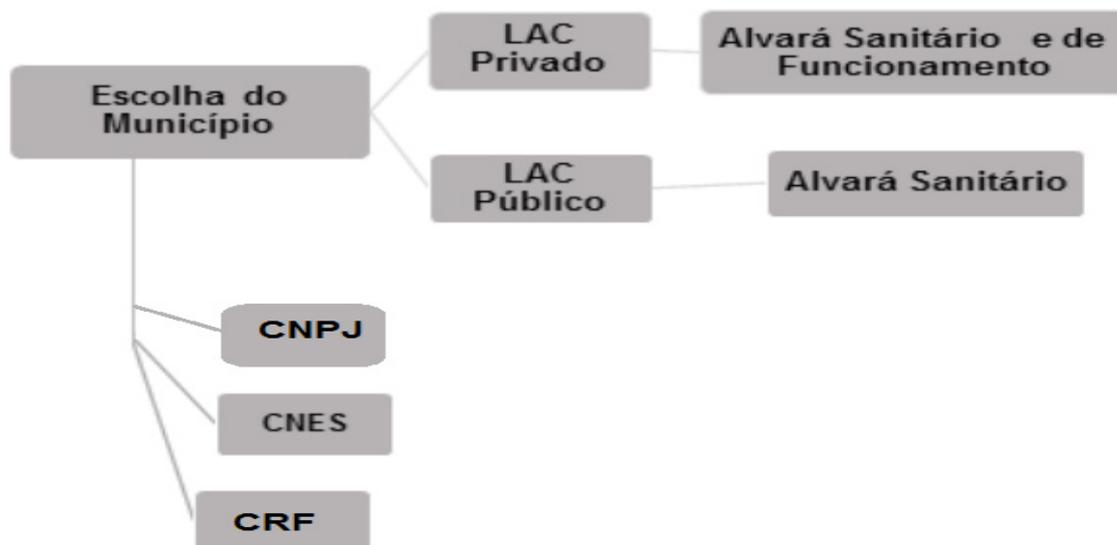


Figura 01: Requisitos para a abertura de um LAC

3.4 Estrutura Arquitetônica

A disposição e dimensão dos ambientes de um LAC devem ser bem planejados. Esses ambientes dividem-se em: Setor de recepção ao cliente (área de espera, atendimento e registro, boxes para coleta, sanitários e copa), Setor de apoio (área administrativa, vestiários, arquivo e depósitos) e Setor técnico, que conforme a Figura 01, é composto por áreas de: uranálise, bioquímica, hematologia, bacteriologia e parasitologia. As recomendações das dimensões para o setor técnico encontram-se na Tabela 02 (Anvisa, 2002 e MS, 2014).



Figura 01: Exemplo de LAC hospitalar

LOCAL	QUANT.	DIMEN.	INSTA.
Box de coleta	1 p/ 15 coletas / h	1,5m ² s/ maca	—
Sala para coleta	Somente 1	3,6m ² c/ maca	Água fria
Classificação e distribuição de amostras	Depende das atividades	3m ²	Água fria
Lavagem e secagem de vidrarias	Se necessário	3m ²	Água fria
Lab. de hematologia Lab. de uranálise Lab. de parasitologia Lab. microbiologia Lab. de bioquímica	Depende das atividades	6 m ² individuais 14m ² único	Água fria Coleta de efluentes e elétrica diferenciada (emergência) Gás combustível Exaustão

Tabela 02: Dimensionamento

Equipamentos, mobiliários e instrumentos- Um laboratório básico necessita dos equipamentos e mobiliários específicos para cada área (Quadro 01) (Somasus,2014).

EQUIP.	DESCRIÇÃO	ÁREAS
Autoclave vertical	Autoclave é uma câmara de pressão utilizada para esterilização que requer alta temperatura e alta pressão.	Preparo de reagentes Lavagem e secagem de vidrarias Laboratório de Microbiologia
Agitador magnético	É um aparelho destinado a agitar soluções por meio de um campo magnético rotativo.	Preparo de reagentes

Balança analítica	Uma balança projetada para medir pequenas massas. Chegando: 0,0001 g.	Preparo de reagentes Laboratório de Microbiologia
Balança eletrônica de precisão	Usada na preparação de amostras.	Preparo de reagentes
Cabine de segurança biológica	É uma cabine ventilada com fluxo de ar do ambiente, podendo ter a frente totalmente aberta ou com painel frontal ou painel frontal fechado com luvas de borracha.	Preparo de reagentes Laboratório de Microbiologia/ Parasitologia
Bico de Bunsen	É um dispositivo usado para aquecer soluções.	Preparo de reagentes Lavagem e secagem de vidrarias Laboratório de Microbiologia
Estufa de secagem	É usada em para secagem de vidrarias e utensílios.	Lavagem e secagem de vidrarias
Deionizador e destilador de água	É, como um filtro, que realiza um processo de produzir solventes puros, isentos de íons.	Lavagem e secagem de vidrarias
Centrífuga de microhematócrito	Faz a leitura dos hematócritos através da centrifugação.	Laboratório de Hematologia
Contador manual de células sanguíneas	É um dispositivo usado para contar e medir o tamanho de partículas em uma solução.	Laboratório de Hematologia
Homogeneizador de sangue	É um elemento usado para a homogeneização de materiais.	Laboratório de Hematologia
Estufa bacteriológica	Serve para manter e crescer células ou culturas microbiológicas.	Laboratório de Microbiologia/ Parasitologia
Banho maria	Utilizado para aquecer lenta e uniformemente qualquer substância num recipiente, submergindo-o outro.	Laboratório de bioquímica/ Microbiologia/ Hematologia
Agitador de tubos	É usado para misturar líquidos ou soluções preparadas.	Laboratório de Bioquímica
Analisador Semi-automático	Determina qualitativa ou quantitativa analitos.	Laboratório de Bioquímica
Espectrofotômetro de absorção atômica	É o método de análise usado para determinar qualitativamente e quantitativamente a presença de metais em determinada substância.	Laboratório de Bioquímica
Pipetador automático	As pipetas automáticas são capazes de transferir pequenos volumes (entre 0,25 μL – 5000 μL) com alta reprodutibilidade e exatidão.	Laboratório de Bioquímica
Cronômetro	Cronômetro progressivo com décimos de segundos	Laboratório de Bioquímica/ Microbiologia/ Parasitologia/ Hematologia

Quadro 01: Equipamentos e materiais do LAC

Além dos equipamentos e mobiliários descritos no Quadro 01, são necessários equipamentos de proteção individual (EPIs), equipamentos de proteção coletivos (EPCs), reagentes, vidrarias e outros materiais. Todos materiais devem estar devidamente aprovados e registrados pelos órgãos competentes. Além disso, os instrumentos e equipamentos devem apresentar certificados de calibração executada por empresas habilitadas (Anvisa, 2004 e Anvisa, 2004).

3.5 Exames

Os diversos exames realizados em um LAC diferem bastante entre si, conforme as frequências de suas solicitações e níveis de complexidade para sua realização. Desta forma, eles podem ser classificados em quatro grupos como mostra o Quadro 02 (MS, 2003)..

GRUPOS	TIPO DE EXAMES
Grupo A	Esse grupo compreende os exames laboratoriais mais solicitados pelos profissionais, tais como: hemograma, glicemia, parasitológico, urinocultura, sorologias para HIV, entre outros.
Grupo B	Os exames do grupo B, representam um nível de apoio diagnóstico em patologia clínica, compreendendo exames solicitados com menor frequência e mais complexos, tais como: dosagem de lipase, CPK, dosagens de hormônios, hemoculturas.
Grupo C	O grupo C é composto por outros exames de média complexidade e solicitados com menor frequência, tais como: dosagem de drogas terapêuticas, dos fatores de coagulação, mielograma e pesquisa de erros inatos do metabolismo.
Grupo D	Os exames do grupo D, são aqueles de maior complexidade e custo, tais como: imunofenotipagens, carga viral, exames de histocompatibilidade, diagnósticos em genética e patologia ocupacional.

Quadro 02: Grupos de exames

O Grupo A compreende exames laboratoriais essenciais para prática clínica, já que são os mais solicitados, sendo então os recomendados para municípios de pequeno porte.

Os exames do Grupo A são diversos, e podemos dividi-los conforme os laboratórios envolvidos no processo de sua execução, como mostrado, a seguir.

- Uranálise: Urina Rotina;
- Coprologia: Sangue Oculto, Parasitológico: pesquisa de Larvas, Oxiúros e Protozoários;
- Micologia: Fungos;
- Bioquímica: Ácido Úrico, Bilirrubina Total e Frações, Creatinina, Fosfatase Alcalina, Potássio, Sódio, Transaminase Oxalacética, Transaminase Pirúvica, Uréia, Gama-Glutamil Transferase, Triglicerídeos Colesterol Total e Glicose;
- Imunologia: Fator Reumatóide, Proteína C reativa, Toxoplasmose, Rubéola Igg, Anti Hbs, Anti Hcv, Ifi-Igg, Ifi-Igm, Anticorpos Anti-Hiv1 + Hiv2, VDRL e Citomegalovirus;
- Micrologia: Baciloscopia para Bacilo Alcool Ácido Resistente-BAAR, Cultura

de Bactérias, Cultura de Urina e Antibiograma;

- Hematologia: Fator Rh e Grupo ABO, Prova do Laço, Coagulograma, Tripanossoma, Velocidade de Hemossedimentação, Hemograma Completo, Teste de Falcização e Retração do Coágulo (MS, 2003)..

3.6 Recursos Humanos

A definição do número de colaboradores varia conforme o porte do LAC. O Sebrae apresenta a quantidade para um LAC de médio porte, entretanto, para o LAC em questão foram feitos alguns ajustes, presentes no Quadro 03, a seguir (Sebrae, 2016).

PROF.	FUNÇÃO	QUANT.
Responsável técnico	Supervisionar a qualidade dos exames, assinando e liberando laudos.	1
Biomédico	Analisar exames e gerar resultados.	1
Auxiliar de laboratório	Responsável pela coleta de materiais provenientes de pacientes.	1
Atendente	Responsável pelo cadastramento dos clientes, registro dos exames solicitados, requerimento de autorização dos procedimentos junto aos planos de saúde e geração das etiquetas de identificação.	1
Copeiro	Responsável pelo fornecimento de lanche aos clientes, após a coleta.	1
Encarregado de serviços gerais	Responsável pela limpeza de todos os departamentos.	1
Gerente	Responsável pela gestão administrativa, incluindo gestão financeira, compras, contratações, negociações, parcerias, marketing, etc.	1

Quadro 03: Funções e quantidades de colaboradores

4 | CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os Laboratórios de análises clínicas cresceram e expandiram-se muito nos últimos anos. Esse fato foi fruto do grande avanço tecnológico que ocorreu, tanto no melhoramento das técnicas utilizadas, quanto no surgimento de novas metodologias e equipamentos. Com esse crescimento, o diagnóstico clínico tornou-se inerente a essas tecnologias fazendo com que os médicos passassem a se aliar aos laboratórios em busca de um diagnóstico mais preciso e de maior qualidade para seus pacientes.

Porém, como pode ser percebido ao longo do trabalho, a implantação de um Laboratório de Análise Clínicas não é um processo trivial, e suas chances de sucesso são muito pequenas quando pensamos na localidade geográfica na qual encontram-se implantados. A demanda populacional de exames pode não ser viável quando comparada ao seu custo.

No caso de cidades de pequeno porte, que possuem suporte financeiro e incentivo governamental reduzidos, não é de se estranhar a falta deles. Justificando-se assim a escrita desse artigo, que busca prestar auxílio aos investidores leigos nesse assunto e que desejam seguir rumo nessa atividade comercial, ajudando assim a sociedade como um todo.

REFERÊNCIAS

Anvisa - Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Resolução RDC nº 50- **Dispõe sobre o Regulamento Técnico para planejamento, programação, elaboração e avaliação de projetos físicos de estabelecimentos assistenciais de saúde**, de 21 de fevereiro de 2002.

Anvisa. Resolução RDC nº 11- **Dispõe sobre o funcionamento de laboratórios analíticos que realizam análises em produtos sujeitos à Vigilância Sanitária e dá outras providências**, de 16 de fevereiro de 2012.

Anvisa. Resolução RDC nº 306- **Dispõe sobre o Regulamento Técnico para o gerenciamento de resíduos de serviços de saúde**, de 7 de dezembro de 2004.

Anvisa. **Segurança e Controle de Qualidade no Laboratório de Microbiologia Clínica**. 2004.

Mendes, Maria Elizabete. **Avaliação da Implantação de um Sistema da Qualidade em um Laboratório Clínico Público**. Tese (Doutorado em Medicina) – Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, São Paulo. 1998. 21 f.

MS – Ministério da Saúde. **Manual de Apoio aos Gestores do SUS: Organização da Rede de Laboratórios Clínicos**. Brasília: MS, 2003. 88 p.

MS. **Programação Arquitetônica De Unidades Funcionais De Saúde: Apoio ao Diagnóstico e à Terapia: Anatomia Patológica, Hemoterapia e Hematologia, Medicina Nuclear e Patologia Clínica**. 4 ed. Brasília: Ms, 2014. 190 p.

Sebrae - **Serviço Brasileiro de Apoio às Micro e Pequenas Empresas (Brasil). Estudo sobre Laboratórios Baianos de Análises Clínicas**. Bahia: Sebrae, 2016. 77 p.

Sebrae. **Como montar um laboratório de análises clínicas**. 2016.

Somasus. **Sistema de apoio e organização a elaboração de projetos de investimentos em saúde**. Brasília: Ministério da Saúde, Vol. IV, 2014. 188 p.

GESTÃO DE RESÍDUOS DOS SERVIÇOS DE SAÚDE: ANÁLISE DA EFETIVIDADE DO PLANO DE GERENCIAMENTO DE RESÍDUOS DE SERVIÇOS DE SAÚDE EM UM SETOR CLÍNICO DE UM HOSPITAL DE GRANDE PORTE

Justino Batista Vieira Neto

Universidade Federal De Uberlândia
Uberlândia - Minas Gerais

Victor Hugo de Freitas Morales

Universidade Federal De Uberlândia
Uberlândia - Minas Gerais

Roger Amaral Pires

Universidade Federal De Uberlândia
Uberlândia - Minas Gerais

Homero Castro Oliveira

Universidade Federal De Uberlândia
Uberlândia - Minas Gerais

Yuri Cassiolato Silva

Universidade Federal De Uberlândia
Uberlândia - Minas Gerais

Alessandra Bauab Azar

Universidade Federal De Uberlândia
Uberlândia - Minas Gerais

RESUMO: Os resíduos produzidos em estabelecimentos assistenciais de saúde (EAS), chamados de RSS – resíduos dos serviços de saúde, representam grande preocupação à saúde pública e ao meio ambiente, pois são constituídos por diversos agentes de risco, principalmente, agentes biológicos e químicos. Se mal gerenciados, os RSS podem causar danos severos a população e ao ecossistema, às vezes, danos irreparáveis. Em busca de

melhores condições de administração dos resíduos, o CONAMA – Conselho Nacional do Meio Ambiente, em conjunto com a ANVISA – Agência Nacional de Vigilância Sanitária, têm estabelecido metas e deveres, por meio de normas e portarias, para auxiliar gestores de EAS em um correto gerenciamento dos RSS. Para isto, entretanto, o EAS deve contar com um programa de monitoramento e fiscalização de RSS, de forma a garantir efetividade e eficácia de sua administração. Tal programa é chamado de Plano de Gerenciamento de Resíduos de Serviços de Saúde (PGRSS), essencial em qualquer EAS. O objetivo deste estudo foi analisar os dados de resíduos gerados no setor Clínica Médica I do HCU-UFU ao longo de três consecutivos anos, investigando o número total de não conformidades e o número total de coletores no setor. Para isto, foi utilizado os documentos de auditoria produzidos pelo setor do EAS encarregado de aplicar e fiscalizar a efetividade do PGRSS por todo o estabelecimento. O estudo apontou que, embora houve aumento do número de coletores no setor, ainda existe muita inconformidade.

PALAVRAS-CHAVE: Resíduos dos Serviços de Saúde, Plano de Gerenciamento de Resíduos de Serviços de Saúde, Auditoria, Não conformidade.

ABSTRACT: Waste yielded in health care establishments (HCE), called as health service facility waste, is of great concern to public health and the environment, since they are composed by several risk agents, mainly biological and chemical. If poorly managed, health service facility waste can cause severe damage to the population and to the eco system, sometimes irreparable. In order to achieve better waste management conditions, CONAMA (Conselho Nacional do Meio Ambiente) – Brazilian’s National Environment Council, together with ANVISA (Agência Nacional de Vigilância Sanitária) – Brazilian’s National Sanitary Surveillance Agency, have established goals and duties, through standards and ordinances, to assist HCE managers in how correctly deal with health service facility waste issues. For this, however, the HCE must have a monitoring program, ensuring effectiveness to the health service facility waste managing. Such program is labelled: Management Plan for Health Service Facility Waste (MPHSFW), essential in any HCE. The aim of this study was to analyse the execution of the MPHSFW in the Clínica Médica I of the HCU-UFU throughout three years of management, investigating cases of nonconformity and the number of waste collector. For this, the audit documents produced by the HCE sector were used. The study has shown that, even it has been an increase in the amount of waste collector used, there still is plenty of nonconformity.

KEYWORDS: Health Service Facility Waste, Management Plan for Health Service Facility Waste, Auditing, Nonconformity

INTRODUÇÃO

Sob a perspectiva de um ambiente hospitalar cada vez mais competitivo e que esteja em perfeita conformidade com as leis, regulamentações e normas vigentes e que possam oferecer um serviço cada vez mais qualificado e que gere benefícios para a sociedade.

O presente trabalho apresenta uma revisão bibliográfica sobre as normas atuais que atuam na área de resíduos hospitalares e este projeto surge com o objetivo de avaliar se o Plano de Gerenciamento de Resíduos Hospitalares (PGRSS) desenvolvido para um hospital de grande porte e complexidade está sendo cumprido de forma efetiva pelo setor de cirurgia.

Diante desse desafio realizaram-se periódicas auditorias internas para sistematizar e obter dados para que fossem analisados e mostrar que o documento desenvolvido para este setor está em conformidade ou não conformidade com os itens propostos. A relevância do mesmo se dá em meio a preocupação com questões ambientais, com um ambiente e trabalhadores hospitalares cada vez mais preparados para cumprir a missão e dar continuidade aos propósitos da instituição.

A auditoria hospitalar é um instrumento de controle administrativo e de investigação onde são averiguadas evidências que permitem destacar conformidades e não conformidades de acordo com leis e normas vigentes de um determinado setor ou instituição. Este processo tem a finalidade de fiscalizar, controlar e tomar

decisões de áreas técnicas e adequar às necessidades das instituições em relação às regulamentações vigentes. Para este processo é necessário definir critérios para criar relatórios e resultados para auxiliar na administração hospitalar objetivando sempre a qualidade do serviço prestado e a sobrevivência da instituição em saúde.

O significativo aumento da formação de resíduos dos serviços de saúde (RSS) tornou evidente a necessidade de implantar, gerenciar e fiscalizar o cumprimento de leis e normas que regulamentem uma administração efetiva e eficiente dos mais variados tipos de de RSS (ARAUJO, 2016). Atualmente, as principais normas vigentes são a Resolução RDC ANVISA nº. 306, 7 de Dezembro de 2004, e a Resolução CONAMA nº. 358, de 29 de Abril de 2005 (ANVISA, 2004) (CONAMA, 2005). Ambas as Resoluções abordam as etapas de gerenciamento dos RSS e definem os procedimentos e condutas necessários a um gerenciamento eficaz e produtivo, além de determinar as responsabilidades no manejo dos RSS e os riscos que estes oferecem à saúde da população e ao meio ambiente (ANVISA, 2006). A Resolução nº. 306 concentra-se nos procedimentos que envolvem os riscos oferecidos pelos serviços de saúde, enquanto que a Resolução nº. 358 trata mais especificamente dos aspectos ligados à sustentabilidade e ao meio ambiente (ANVISA, 2004) (CONAMA, 2005) (ANVISA, 2006).

A Resolução CONAMA nº. 358 também classifica os resíduos, de acordo com os riscos apresentados à saúde, separados por grupos de A a E. O grupo A incluem os resíduos com a possível presença de agentes biológicos que podem apresentar risco de infecção. São classificados como tipo B os RSS contendo substâncias químicas que podem apresentar risco à saúde pública ou ao meio ambiente. O grupo C são quaisquer materiais resultantes de atividades humanas que contenham radionuclídeos em quantidades superiores aos limites de eliminação especificados nas normas da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN). Compõem o grupo D os resíduos que não apresentem risco biológico, químico ou radiológico à saúde ou ao meio ambiente. Portanto, os RSS classificados como D são aqueles comuns, subdivididos em recicláveis e não-recicláveis. Por último, o tipo E é constituído por resíduos e materiais perfurocortantes ou escarificantes (CONAMA, 2005).

O plano aplicado para fazer a gestão e o controle dos resíduos é o plano de gerenciamento de resíduos de serviços de saúde PGRSS. O PGRSS é um documento anexo ao processo de licenciamento ambiental de todo estabelecimento que exerça funções no âmbito da saúde. Este documento é composto por um conjunto de procedimentos de gestão de resíduos, planejados e implementados a partir de bases científicas e normativas (CMRR, 2017). No PGRSS são indicados processos utilizados pelo estabelecimento para a não geração ou minimização da geração de resíduos, e também os passos para as segregações na fonte, acondicionamentos, coletas, armazenamentos, transportes, reuso, reciclagens, tratamentos e disposições finais (ANVISA, 2004) (CMRR, 2017).

De acordo com as resoluções da ANVISA RDC nº. 306, de 7 de setembro de

2004 e do CONAMA Resolução nº. 358, de 29 de abril de 2005 destacou-se que é responsabilidade dos geradores pelo gerenciamento dos resíduos até a disposição final (ANVISA, 2004) (CONAMA, 2005). Segundo (CUSSIOL, 2008) gerenciamento é o conjunto de atividades técnicas e administrativas aplicáveis ao manuseio, à minimização da geração, à segregação na origem, à coleta, ao condicionamento, ao transporte e armazenamento, dentre outros. Os serviços de saúde apresentam riscos que quando bem gerenciados não resultam em danos à saúde pública e ao meio ambiente sendo assim o gerenciamento de riscos é o controle de forma mais eficaz dos riscos aos quais os trabalhadores estão expostos durante o desempenho de suas tarefas, sendo dever de todas as partes envolvidas no processo, em todos os níveis da organização, implementar a tarefa de gerenciamento de riscos.

Se tratando de geração de resíduos, quanto maior o estabelecimento assistencial de saúde e maior o número de atividades exercidas maior é a produção de RSS. Durante o período de Janeiro a Abril de 2017, o hospital averiguado registrou uma produção média de 500 Kg de RSS do tipo A, de 40 Kg do tipo B e de 75 Kg de perfurocortantes (RSS do tipo E). A quantidade de resíduos do tipo D, tanto os comuns quanto os recicláveis, não é contabilizada, pois a sua coleta e externa e descarte são realizados diariamente, sendo a coleta de responsabilidade da prefeitura e seu destino de descarte é o aterro sanitário da prefeitura. Já os RSS do tipo A, B e E são recolhidos por uma empresa terceirizada, levando o EAS a ter um gasto de R\$3,03 por Kg de RSS do tipo A e também do tipo E, e um gasto de R\$5,45 por Kg de RSS do tipo B.

Tanto a quantidade quanto o custo para descarte dos RSS do tipo C não foram informados.

Antes de serem adequadamente tratados e descartados, os RSS são acumulados no Abrigo de Resíduos do EAS - local de armazenamento externo aos demais setores do estabelecimento. Dados recentes mostram que diariamente são produzidos 500 Kg de RSS do grupo A, 40 Kg do tipo B e 75 Kg de RSS do tipo E; coletados mensal ou quinzenalmente a R\$3,03, R\$5,45 e R\$3,03 por quilograma, respectivamente. Os RSS do tipo D não-recicláveis são coletados diariamente pela prefeitura, enquanto que os D recicláveis são doados a associações para reciclagem.

MATERIAIS E MÉTODOS

A metodologia adotada refere-se a auditorias realizadas no setor durante três anos consecutivos. O auditor responsável se encaminha ao setor com uma prancheta, um formulário de perguntas e uma caneta. Em seguida solicita autorização ao responsável do setor para realizar esse procedimento sem que atrapalhe a rotina do ambiente e solicita um acompanhante para auditar todo processo, a fim de que o mesmo possa responder perguntas sobre rotinas do setor.

Ao chegar em um determinado local deve-se verificar principalmente os coletores de resíduos, se estão em bom estado, se possui tampa e se a mesma abre e fecha

corretamente, se o pedal de acionamento da tampa está funcionando, se a lixeira possui etiqueta adequada para o tipo de resíduo a ser descartado. Se a quantidade e o tamanho das lixeiras estão adequadas para o espaço e se estão dispostas e alocadas em lugares corretos de acordo com o PGRSS. Essa análise também é feita nos corredores do setor, com os coletores, hampers, dispensadores de copos, bebedouros, pias e etiquetas.

Na copa e cozinha são verificados os dispensadores de copos e as geladeiras, se as mesmas possuem etiquetas adequadas para identificação e se o material guardado nelas estão de acordo com as etiquetas.

Nos expurgos temporários, avalia se os resíduos dispostos naquele ambiente estão sendo descartados nos locais e de forma correta, pois de acordo com a PGRSS devem ficar em containers e sem contato direto com o piso.

Nos leitos que possuem banheiro deve ser notado se existe etiqueta informativa sobre a pia referente à maneira correta de lavar as mãos, se os ralos escamoteáveis estão todos fechados para evitar a entrada de insetos, odor e outros vetores, se o porta papel toalha está funcionando corretamente e se possui papel, se o dispenser de sabão possui produto adequado para higienização das mãos e se a data de troca está coerente haja vista que toda semana ele deve ser higienizado e ter seu conteúdo trocado.

Após toda essa inspeção minuciosa o auditor faz uma análise dos dados coletados e transmite esses dados em forma de relatórios para facilitar o estudo, entendimento e as necessidades do setor. Estes relatórios são encaminhados para o responsável do setor para que o mesmo possa corrigir processos internos e solicitar a outras áreas responsáveis a melhoria de algum serviço ou material que esteja prejudicando os indicadores do setor.

RESULTADOS

A partir dos dados colhidos nas auditorias realizadas no setor Cirúrgica I, foram montados quatro gráficos para melhor analisar os resultados e comparar as irregularidades apresentadas nos anos de 2015, 2016 e 2017. A Figura 1 apresenta o número total de coletores encontrados no setor, enquanto que a Figura 2 mostra a quantidade total de irregularidades.

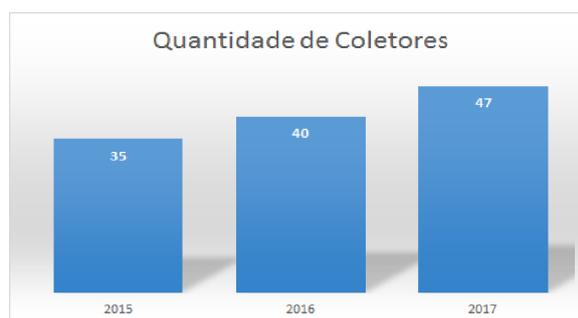


Figura 1 - Número total de coletores do setor.
Fonte: Autor.

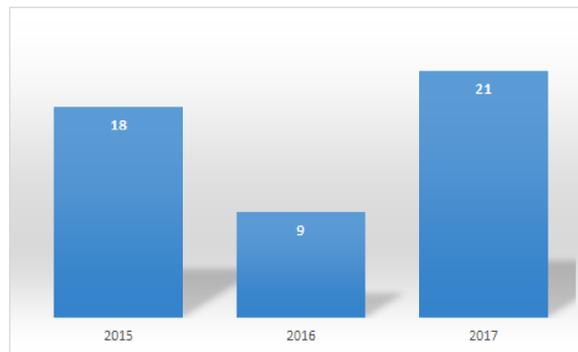


Figura 2 - Número de não conformidades encontradas no setor.

Fonte: Autor.

Dentro dos dados de não conformidades, aquelas com maior número de ocorrência, ao longo dos três anos investigados, foram: volume de resíduos acima da capacidade nominal do coletor, ilustrado na Figura 3; e descartes incorretos, apresentado na Figura 4.

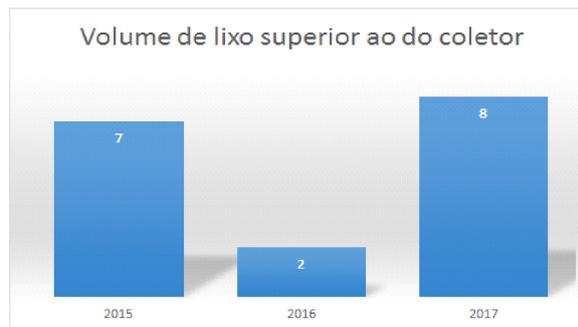


Figura 3 - Número de coletores com volume ultrapassado.

Fonte: Autor.



Figura 5 - Número de descartes incorretos

Fonte: Autor.

DISCUSSÃO

No setor estudado, ao longo dos anos houve um aumento dos números de coletores existentes, é esperado que os números de volumes superiores dos coletores, descartes incorretos e das não conformidades fosse menor em relação ao ano anterior.

A relação do ano de 2015 e 2016 corresponde ao esperado, Mas já a relação do

ano de 2016 e 2017 demonstra resultados contrários ao que é esperado, tendo um aumento dos coletores e também houve aumento das não conformidades, descartes incorretos e volumes superiores em relação ao ano anterior.

Fique evidente a necessidade de se criar um sistema de educação continuada sobre resíduos e seu descarte ou revisar o sistema existente, o que pode contribuir de maneira positiva para a redução de casos encontrados. Estes problemas podem ter sido despontados devido à mudança dos servidores terceirizados que possuem um tempo menor de capacitação que aborda este tema. Outro fator que pode-se apontar é a grande intervalo entre as auditorias, que foram realizadas anualmente, podendo não responder à realidade do setor.

CONCLUSÃO

Este trabalho teve como finalidade analisar e comparar os dados das auditorias dos três anos consecutivos, 2015, 2016 e 2017 buscando encontrar uma justificativa para as não conformidades de descarte de resíduos em um determinado setor do Hospital. E pode-se observar que mesmo com aumento do número de coletores é preciso, também, que haja uma conscientização das pessoas que circulam neste setor e em todo o Hospital e que treinamentos sobre descartes adequados de resíduos hospitalares são de extrema importância. E que o descarte incorreto de resíduos implica em um aumento de gastos para o Hospital, de riscos para os profissionais e riscos ao meio ambiente.

AGRADECIMENTOS

Agradecemos primeiramente a Profa. Dr. Selma Terezinha Milagre pelos ensinamentos na disciplina de Engenharia Clínica II, amizade, orientação e por compartilhar seu conhecimento acadêmico ao longo do semestre, fundamentais para a elaboração e desenvolvimento deste trabalho.

Agradecemos também à Universidade Federal de Uberlândia (UFU), particularmente a Faculdade de Engenharia Elétrica (FEELT), e a todos seus funcionários por esta oportunidade concedida.

REFERÊNCIAS

ANVISA, Ministério da Saúde. **Resolução nº. 306** de 7 de Dezembro de 2004. Brasília: Diário Oficial da União, 2004.

ANVISA, Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **Manual de gerenciamento de resíduos de serviços de saúde**. Brasília: Diário Oficial da União, 2006.

ARAUJO, L. A. S. de. **Gestão de Resíduos dos Serviços de Saúde: Avaliação dos Procedimentos adotados em um Hospital Privado de Grande Porte**. Uberlândia: Universidade Federal de

Uberlândia, 2016.

CMRR. Centro Mineiro de Referência em Resíduos. **Apostila Eletrônica: Plano de Gerenciamento de Resíduos de Serviços de Saúde**, 2015. Disponível em: <www.feam.br>. Acesso em: 10 de Julho de 2017.

CMTECNOLOGIA. **O Papel Da Auditoria Na Área Da Saúde**, 2016. Disponível em: <www.cmtecnologia.com.br>. Acesso em: 20 de Junho de 2017.

CONAMA, Ministério do Meio Ambiente. Conselho Nacional de Meio Ambiente. **Resolução nº. 358** de 29 de Abril de 2005. Brasília: Diário Oficial da União, 2005.

CUSSIOL, N. A. M. de. **Manual de Gerenciamento de Resíduos de Serviços de Saúde**. Fundação Estadual do Meio Ambiente. Belo Horizonte, 2008

A TELECONSULTORIA NO ÂMBITO DA ATENÇÃO PRIMÁRIA À SAÚDE

Franciele Guimarães de Brito

Universidade Federal de Uberlândia,
Departamento de Pós-graduação da Faculdade
de Engenharia Elétrica, Uberlândia, Minas Gerais.

Aurélia Aparecida de Araújo Rodrigues

Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade
de Matemática, Uberlândia, Minas Gerais.

João Batista Destro Filho

Universidade Federal de Uberlândia,
Departamento de Pós-graduação da Faculdade
de Engenharia Elétrica, Uberlândia, Minas Gerais.

RESUMO: O presente artigo é uma revisão sobre uso da teleconsultoria na Atenção Primária à Saúde, primeiro nível de assistência à saúde na rede pública, e seus benefícios. Esse nível deve integrar ações preventivas e curativas, bem como atenção aos indivíduos e comunidades. A teleconsultoria auxilia os profissionais da saúde nessa assistência, garantindo maior resolubilidade e diminuindo os encaminhamentos desnecessários. Contribui assim, para reduzir os gastos públicos na saúde. Como exemplo, pode-se citar o Centro de Telessaúde do Hospital de Clínicas da Universidade Federal de Minas Gerais, que constatou uma redução em até 80% dos encaminhamentos efetuados dos pacientes para um centro de referência (onde deveriam efetuar consultas ou exames especializados),

levando a um uso mais eficiente do orçamento da saúde pública.

PALAVRAS-CHAVE: Telessaúde, Teleconsultoria, Atenção Primária à Saúde.

ABSTRACT: This article is a review about on the use of teleconsultoria in Primary Health Care, the first level of assistance in the health network, and its benefits. This level should integrate preventive and curative actions, as well as attention to individuals and communities. Teleconsulting supports health professionals working at great distances with respect to complex health unities, ensuring higher resolution and minimizing unnecessary travels (tied to moving patients to complex health unities located outside their homeland). This of course contributes to reduce public spending on health. For example, the Telehealth Center of the Clinical Hospital of the Federal University of Minas Gerais estimated a reduction of about 80% of travels tied to moving local patients for more specialized centers, thus leading to a more efficient use of public health budget.

KEYWORDS: Telehealth, Teleconsulting, Primary Health Care.

INTRODUÇÃO

A Rede de Atenção à Saúde (RAS) no âmbito do Sistema Único de Saúde (SUS) foi

estabelecida como uma estratégia para superar a fragmentação da atenção e da gestão nas Regiões de Saúde e aperfeiçoar o funcionamento político-institucional do SUS, com vistas a assegurar ao usuário o conjunto de ações e serviços que necessita de efetividade e eficiência (BRASIL, 2010).

A Atenção Primária à Saúde (APS) é um instrumento que organiza e faz funcionar a porta de entrada da RAS no SUS. Apresenta uma função resolutiva dos serviços sobre os problemas mais comuns de saúde, de forma a minimizar os custos econômicos e a satisfazer as demandas da população, restritas, porém, às ações de atenção de primeiro nível (DONALDSON et al., 1994).

Os cuidados preventivos estão inseridos na APS e envolvem inúmeros serviços prestados como: o rastreamento de doenças; vacinação; prevenção de fatores de riscos; estratégias aplicadas em intervenções de modificação de estilos e hábitos de vida nocivos à saúde; orientação nutricional; orientação à atividade física; controle do tabaco, do álcool e de outras drogas.

Nesse contexto a telemedicina é uma ferramenta que auxilia a APS a resolver grande parte dos problemas relacionados aos cuidados primários, sem encaminhamento a outro nível do sistema de atenção à saúde.

O termo telemedicina é considerado intercambiável com o termo telessaúde (CASTRO et al. 2012), Segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS), telessaúde é a prestação de cuidados de saúde à distância nas situações em que esta é um fator crítico (KHOURI, 2003). A telessaúde cria uma universidade sem fronteiras que promove crescimento (LAPÃO et al., 2016). As aplicações deste tipo de tecnologia nos países em desenvolvimento têm amplo impacto social e econômico (WHITTEN, 2002).

A telessaúde promove e amplia o acesso à saúde através da realização de telediagnósticos, tele-educação, segunda opinião formativa e teleconsultoria.

O telediagnóstico é um serviço autônomo que usa as tecnologias da informação e comunicação para realizar serviços de apoio ao diagnóstico. A tele-educação engloba as conferências, aulas e cursos ministrados por meio da utilização de tecnologias de informação e comunicação. A segunda opinião formativa é a resposta sistematizada, construída com base na revisão bibliográfica, nas melhores evidências científicas e clínicas e no papel de ordenador da atenção básica à saúde (BRASIL, 2011).

Já a teleconsultoria é a consulta registrada e realizada entre trabalhadores, profissionais e gestores da área da saúde, por meio de instrumentos de telecomunicação bidirecional, com o fim de esclarecer dúvidas sobre procedimentos clínicos, ações de saúde e questões relativas ao processo de trabalho podendo ser de dois tipos: síncrona, realizada em tempo real, ou assíncrona, realizada por meio de mensagens off-line (BRASIL, 2011).

Dessa forma, a teleconsultoria é um instrumento de suporte à APS que contribui para o fortalecimento dos princípios doutrinários do SUS. Através dele é possível oferecer às populações remotas uma assistência de qualidade, além de reduzir os gastos públicos na saúde.

Este trabalho revê a literatura para identificar as principais pesquisas na área, com foco das teleconsultorias no âmbito da Atenção Primária à Saúde e seus benefícios.

MATERIAIS E MÉTODOS

Uma busca na literatura foi realizada com as palavras chaves “telemedicina”, “aplicações da telemedicina”, “telemedicina revisão”, “atenção primária à saúde”, “telemedicine”, “applications of telemedicine”, “telemedicine review”, “primary health care” nos indexadores MEDLINE, LILACS, SCIELO, BIREME, Portal da CAPS, dissertações e teses no período de 2000 a 2018, nas literaturas em português e inglês.

TELESSAÚDE

As tecnologias de informação e da comunicação vêm transformando os processos de trabalho e a prestação de serviços. Na década de 1970 foi à vez dos bancos; em 80 os processos industriais; e, desde a década de 1990, principalmente no início do século XXI, a atenção voltou-se para a área da saúde (SIGULEM, 2007).

O sistema de telemedicina no Brasil surgiu na década de 60 e consiste no uso da tecnologia para possibilitar cuidados à saúde nas situações em que a distância é um fator crítico (WEN, 2008).

Dentre os diversos benefícios da telemedicina podemos destacar justamente o fato de minimizar esse fator crítico, uma vez que com o uso da tecnologia ocorre uma maior distribuição da assistência e educação em saúde. Deve-se ressaltar que o Brasil é um país que possui uma grande extensão territorial e importantes contrastes socioeconômicos, o que torna promissor o uso da telemedicina nas populações de áreas remotas.

Um dos pontos importantes no amadurecimento da Telemedicina brasileira foi a consciência de que, além dos aspectos tecnológicos, a Telemedicina é uma aplicação efetiva de soluções tecnológicas para fins de otimização da educação, planejamento da logística, regulação da assistência e implementação de métodos para proporcionar pesquisas multicêntricas, baseadas em estratégias de gestão de sustentabilidade e no desenvolvimento de novos modelos (WEN, 2008).

A Rede Universitaria de Telemedicina (RUTE), criada em 2006, é um programa coordenado pela Rede Nacional de Ensino e Pesquisa e integrado ao Programa Telessaude Brasil Redes. Com os resultados alcançados, a iniciativa é considerada uma das maiores do gênero no mundo (Ribeiro et al., 2014). A RUTE é uma iniciativa da Secretaria de Gestão do Trabalho e Educação em Saúde do Ministério da Saúde, que busca melhorar a qualidade do atendimento e da atenção básica no SUS.

O programa Telessaúde Brasil Redes teve início na Atenção Primária, através da oferta de estratégias de apoio assistencial que fortaleçam a integração entre os serviços de saúde, ampliando a resolutividade dos mesmos. As atividades dos núcleos

telessaúde são as teleconsultorias, telediagnósticos, teleducação e segunda opinião formativa. A implantação da telessaúde a fim de interligar a área acadêmica com a assistência às populações remotas representa um grande marco.

Essa ferramenta pode melhorar o acesso à saúde e aos serviços prestados, especialmente em populações menos desenvolvidas (O’GORMAN LAUREL et al., 2016). Assim, adiciona qualidade na APS, seja para curar; prevenir ou cuidar.

Especialmente na América Latina, acredita-se que as estratégias de telessaúde possam auxiliar na redução da desigualdade de acesso aos serviços de saúde (ANDRADE et al., 2011).

TELECONSULTORIA NA ATENÇÃO PRIMÁRIA À SAÚDE

A APS é conceituada como o primeiro nível de assistência dentro do sistema de saúde, caracterizando-se principalmente pela longitudinalidade e a integralidade da atenção, além da coordenação da assistência dentro do próprio sistema, da atenção centrada na família, da orientação e participação comunitária e da competência cultural (CHOMATAS et al., 2013).

Assim, o acesso da população na rede de serviços da saúde do SUS ocorre por meio das Unidades Básicas de Saúde da Família (nível primário). Os casos que não forem resolvidos no nível primário deverão ser referenciados para os serviços especializados (SESAB, 2009).

Os serviços de atenção especializados são oferecidos, de uma maneira geral, em unidades ambulatoriais públicas de abrangência regional para vários bairros, distritos e/ou municípios, dependendo da sua abrangência geográfica e populacional. Nestas unidades de saúde, além da oferta de consultas médicas especializadas, os usuários também têm acesso aos principais serviços de apoio diagnóstico e terapêutico (SESAB, 2009). No entanto, há uma precariedade nesses serviços especializados em muitas regiões, constituindo um grave problema.

Dessa forma o SUS enfrenta o desafio na prestação de serviços de saúde à população, conforme seus princípios doutrinários de equidade; universalidade e integralidade, e a telessaúde é considerada uma medida de auxílio.

O crescimento da telessaúde no Brasil, bem como de sua importância são fatos reconhecidos e contribuem para melhorar o acesso aos cuidados de saúde, a qualidade do serviço prestado e a eficácia de diversas intervenções (SANTOS, 2014).

A telessaúde é uma ferramenta alternativa de auxílio aos profissionais que trabalham na atenção primária à saúde. Dentre as atividades desenvolvidas na telessaúde, as teleconsultorias são consideradas atividades de apoio assistencial e/ou consultoria com caráter educacional (CASTRO et. al., 2012). A teleconsultoria representa uma estratégia prática e eficiente, capaz de garantir a oferta de serviços de saúde com qualidade e eficácia, alcançando aqueles que vivem em áreas distantes e carentes.

Os profissionais de saúde no nível primário enfrentam inúmeras dúvidas durante suas condutas clínicas. Apesar disso, a APS deve ter caráter resolutivo. A função de resolubilidade, inerente ao nível de cuidados primários, significa que ela deve ser resolutiva, capacitada, portanto, cognitiva e tecnologicamente, para atender a mais de 85% dos problemas de sua população (MENDES, 2012).

As teleconsultorias assistenciais ou educacionais acontecem a partir do questionamento do profissional de saúde sobre a sua prática com a saúde e auxilia nessa resolubilidade.

A prática do encaminhamento é bastante comum, em que o médico encaminha o paciente para outro colega de determinada especialidade. Solicitar uma teleconsultoria requer a iniciativa para buscar soluções, um ato que passa pelo reconhecimento de suas limitações como profissional. Esta política de simplesmente encaminhar os casos difíceis pode ser a alternativa mais fácil para o médico em questão, sendo questionada por gerar uma massiva utilização de métodos diagnósticos em situações nem sempre adequadas (DAMASCENO, 2015).

O processo de telessaúde pode levar ao aprendizado duradouro e à diminuição dos encaminhamentos atuais e/ou futuros ou exames desnecessários (SILVA et al., 2012). A teleconsultoria permite auxiliar o profissional no processo de avaliação, diagnóstico, decisão terapêutica, melhorando a qualidade do atendimento aos usuários, que têm maior dificuldade de acesso aos recursos (GELLIS et al., 2012).

Em sistemas de telemedicina de diagnóstico remoto, percebe-se ainda a satisfação dos pacientes com o atendimento e o acesso universal a mais áreas especializadas da medicina (WOOTTON, 2008; Whitten et al., 2002).

TELECONSULTORIA NA REDE DE TELEASSISTÊNCIA DE MINAS GERAIS

Em 2005, o Governo do Estado de Minas Gerais, Brasil, financiou a criação da Rede de Telessaúde, desenvolvida para conectar os hospitais de ensino de universidades públicas com as equipes de saúde municipais.

O Centro de Telessaúde, ligado ao Hospital de Clínicas da UFMG, é formado por uma equipe de profissionais da saúde e de informática e gestores em saúde, tendo como objetivo fornecer serviços e desenvolver pesquisas no campo da telessaúde, com ênfase na teleassistência. Dessa forma, coordena a Rede de Teleassistência em Minas Gerais.

A Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) foi denominada como polo coordenador do projeto, responsável assim pela articulação com os polos das demais instituições, Universidade Estadual de Montes Claros (UNIMONTES), Universidade Federal de Juiz de Fora (UFJF), Universidade Federal de Uberlândia (UFU), Universidade Federal do Triângulo Mineiro (UFTM), Universidade Federal de São João Del Rei (UFSJ) Campus Cento-Oeste “Dona Lindu” (CCO) e Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri (UFVJM).

A rede já cobre 847 municípios, o que representa 99,3% de cobertura dos municípios do Estado de Minas Gerais (CENTRO DE TELESSAÚDE, 2018). Em 2007 a Rede de Telessaúde de Minas Gerais começou a fornecer teleconsultoria assíncrona.

A teleconsultoria é um serviço prestado por profissionais da área da saúde com vista ao intercâmbio de informações válidas para o diagnóstico, prevenção e tratamento de doenças e a educação contínua, assim como para fins de pesquisa e avaliação.

O Centro de Telessaúde, até o fim de maio de 2018, atendeu 120.688 teleconsultorias e apresentou o índice de encaminhamentos evitados de 71,1% (CENTRO DE TELESSAÚDE, 2018).

O lado econômico da telessaúde também deve ser levado em consideração. O Centro de Telessaúde da UFMG realizou um estudo no período de 2007/2008, no qual nessa época recebeu financiamentos na ordem de R\$ 6.000.000,00. O custo da implantação do sistema por município é calculado em R\$11.000,00 (considerando um período de seis meses) e o custo de manutenção R\$350,00 por município/mês. O estudo econômico realizado em 20 municípios de Minas Gerais em 2007/2008 mostrou o custo médio do encaminhamento de pacientes a municípios de referência como sendo de R\$80,00, enquanto o custo médio de cada atividade de telessaúde no Centro de Telessaúde da UFMG no período estudado foi de R\$7,00. O fator de eficiência foi de 70%, ou seja, para cada 100 pacientes atendidos pela telessaúde, pode-se evitar o encaminhamento de 70 pessoas (ALKMIM et al., 2012; FIGUEIRA et al, 2008, 2009a, 2009b).

Já estudos realizados em 2017 no Centro de Telessaúde da UFMG relata que em alguns casos, o referenciamento de pacientes – encaminhamento para um centro de referência para consultas ou exames especializados – pode chegar a 50% do orçamento municipal da saúde de um município. O atendimento remoto realizado pelo Hospital das Clínicas da UFMG reduz em até 80% esses encaminhamentos, gerando economia aos cofres públicos. Os profissionais de saúde solicitam segunda opinião sobre um caso clínico (teleconsultoria) ou exames de imagem como eletrocardiograma, que são enviados pela internet para análise e/ou opinião de especialistas (CENTRO DE TELESSAÚDE, 2018).

Através da utilização dos serviços oferecidos pelo Centro de Telessaúde e consequentemente pela redução dos encaminhamentos dos pacientes, estima-se que tenha ocorrido uma economia de 214 milhões de reais desde o início das operações do serviço até maio de 2018 (CENTRO DE TELESSAÚDE, 2018).

DISCUSSÃO

A teleconsultoria vem integrando à rede de serviços do SUS, através das unidades de saúde da atenção primária, para beneficiar a população sem acesso pleno aos meios de saúde. Assim, contribui para o fortalecimento do SUS e oferece às populações remotas uma assistência de qualidade.

Os benefícios das teleconsultorias são inquestionáveis e permitem a universalização do acesso à saúde; o atendimento de qualidade, eficiente e resolutivo; troca de experiências e conhecimentos entre os profissionais; redução dos gastos públicos na saúde.

A análise do custo benefício realizada na Rede de Teleassistência de Minas Gerais demonstra claramente a economia dos gastos públicos com saúde, através de estratégias da telessaúde. É factível a vantagem econômica do projeto.

Contudo, podemos ressaltar que através da utilização dos recursos da teleconsultoria na atenção primária é possível propiciar uma capacitação contínua dos profissionais da saúde; conectar os grandes centros de pesquisa às cidades do interior; oferecer serviços especializados nas pequenas cidades; diminuir o número de encaminhamentos desnecessários; usar de forma mais eficiente o orçamento da saúde.

REFERÊNCIAS

ANDRADE, M.V. et al. Cost-benefit of the telecardiology service in the state of Minas Gerais: Minas telecardio project. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**. 2011; 97(4):307–16.

ALKMIM, M. B. M. et al. Improving patient access to specialized health care: the Telehealth Network of Minas Gerais. **Bull World Health Organ**. 2012; 90:373–78.

BRASIL, Ministério da Saúde. **Portaria nº 4.279, de 30 de dezembro de 2010**. Brasília, DF, 2010. 55p.

BRASIL, Ministério da Saúde. **Portaria nº2.546 de outubro de 2011**. Brasília, DF, 2011.

CASTRO FILHO, E. D. et al. **Telessaúde para atenção primária à saúde**. In: Gusso G, Lopes JMC. (Org.). Tratado de medicina de família e comunidade: princípios, formação e prática. 1. ed. Porto Alegre: Artmed; 2012. p. 395-403.

CENTRO DE TELESSAÚDE, Hospital das Clínicas - Universidade Federal de Minas Gerais. Disponível em: <<http://www.telessaude.hc.ufmg.br>>. Acesso em: 10 jun. 2018.

CHOMATAS, E. et al. Avaliação da presença e extensão dos atributos da atenção primária em Curitiba. **Revista Brasileira de Medicina de Família e Comunidade**; 2013.

DAMASCENO, F. R. **Mineração textual em teleconsultorias: aprimoramento da educação permanente de equipes da saúde da família no projeto Telessaúde-RS**. 2015. 135p. Tese (Doutorado em Informática na Educação). Porto Alegre: Universidade Federal do Rio Grande do Sul; 2015.

DONALDSON, M.; YORDY, K.; VANSELOW, N. **Defining primary care: an interim report**. Washington: The National Academies Press; 1994.

FIGUEIRA, R. M. et al. **Implementation and Maintenance Costs for a Telehealth System in Brazil**. In: Med-e-Tel Global Telemedicine and e Health Updates. Luxemburgo: Knowledge Resources; 2008. 1:354-58.

FIGUEIRA, R. M. et al. **Análise da Gestão Financeira de Serviços de Telessaúde Aplicados na**

Atenção Básica. Brasília: SGTES/Ministério da Saúde; 2009a.

FIGUEIRA, R. M. et al. **Cost Structure in a Telecardiology Service in Brazil**, In: Med-e-Tel Global Telemedicine and eHealth Updates. Luxemburgo: Knowledge Resources; 2009b. 2: 84-88.

GELLIS, Z. D. et al. Outcomes of a telehealth intervention for homebound older adults with heart or chronic respiratory failure: a randomized controlled trial. **Gerontologist**. 2012; 52(4):541–52.

KHOURI, S. G. **Telemedicina: análise da evolução no Brasil**. 2003. 247p. Dissertação (Mestrado em Ciências). São Paulo: Universidade de São Paulo; 2003.

LAPÃO, L. V. et al. Plano estratégico para a telessaúde na CPLP: diagnóstico e prioridades para o desenvolvimento da telessaúde. **Anais do Instituto de Higiene e Medicina Tropical**. 2016. 15:Suplemento 1.

MENDES, E. V. **O cuidado das condições crônicas na atenção primária à saúde: o imperativo da consolidação da estratégia da saúde da família**. Brasília: Organização Pan-Americana da Saúde; 2012.

O'GORMAN LAUREL, O. et. al. Clinical Telemedicine Utilization in Ontario over the Ontario Telemedicine Network. **Telemedicine and e-Health**. 2016; 22(6):473-9.

RIBEIRO FILHO, J. L.; MESSINA, L. A.; LOPES, P. R. **Rute 100: as 100 primeiras unidades de Telemedicina (RUTE)**. 1º ed. Rio de Janeiro: E-papers; 2014.

SANTOS, A. F. et al. Uma visão panorâmica das ações de telessaúde na América Latina. **Revista Panamericana de Salud Publica**. 2014; 35(5/6):465–70.

SESAB, Secretaria da Saúde do Estado da Bahia. **Estágio de vivência no SUS: o cotidiano do SUS enquanto princípio educativo**. Salvador; 2009.

SIGULEM, D. O Desafio da Informação na era digital. 2007. Trabalho do Seminário Os Hospitais Universitários e a Integração Educação, Saúde e Ciência e Tecnologia. Brasília; 2007.

SILVA, A. R. et al. **Manual de Telessaúde para atenção básica/ atenção primária à saúde**. Brasília: Ministério da Saúde; 2012.

WHITTEN, P. S. et al. Systematic review of cost effectiveness studies of telemedicine interventions. **British Medical Journal**. 2002; p. 1434-37.

WOOTTON. R. Telemedicine support for the developing world. **Journal of telemedicine and telecare**. 2008; p. 109-14.

A CONFIABILIDADE DA ULTRASSONOGRRAFIA MAMÁRIA NO RASTREIO E DIAGNOSE DO CÂNCER DE MAMA EM MULHERES ACIMA DE 70 ANOS

Veronica de Lima Gonçalves

Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica (PPGEB), Universidade Federal de Uberlândia.

Uberlândia- Minas Gerais

Alessandra Crispim Rosa

Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica (PPGEB), Universidade Federal de Uberlândia.

Uberlândia- Minas Gerais

Adriano Oliveira Andrade

Núcleo de Inovação e Avaliação Tecnológica em Saúde (NIATS), Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia.

Uberlândia- Minas Gerais

Adriano Alves Pereira

Núcleo de Inovação e Avaliação Tecnológica em Saúde (NIATS), Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia.

Uberlândia- Minas Gerais

Selma Terezinha Milagre

Núcleo de Inovação e Avaliação Tecnológica em Saúde (NIATS), Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia.

Uberlândia- Minas Gerais

RESUMO: Este trabalho apresenta a compilação de estudos científicos disponíveis sobre a avaliação da confiabilidade da ultrassonografia mamária na investigação do câncer de mama em mulheres na idade acima de 70 anos. A

asserção da metodologia sugere o compêndio de publicações para avaliação da confiabilidade do exame de mamografia nas bases eletrônicas de dados Lilacs, PubMed, e Cochrane. Os resultados avaliados demonstram o quanto a mamografia é mais indicada para o rastreamento do câncer de mama que a ultrassonografia, principalmente em se tratando de mamas densas em uma faixa etária acima de 70 anos. Concluiu-se, portanto que, algumas limitações são reconhecidas na utilização do mamógrafo de tal modo que a ultrassonografia é indicada como suplementar para a detecção de lesões mamárias nestas pacientes.

PALAVRAS CHAVE: Mamógrafo, Ultrassonografia Mamária, Confiabilidade, Câncer de Mama.

ABSTRACT: This paper presents the compilation of available scientific studies on the evaluation of the reliability of mammary ultrasonography in breast cancer research in women aged over 70 years. The assertion of the methodology suggests the compendium of publications to evaluate the reliability of the mammography examination in the electronic databases Lilacs, PubMed, and Cochrane. The results evaluated demonstrate how much mammography is most suitable for the screening of breast cancer, especially in the case of dense breasts. It is concluded, therefore, that some limitations are

recognized in the use of the mammograph in such a way that, ultrasound is indicated as supplementary for the detection of breast lesions in these patients.

KEYWORDS: Mammography, Mammary ultrasonography, Data Accuracy, Breast neoplasms.

1 | INTRODUÇÃO

O câncer de mama é o principal tipo de novos casos de câncer e a segunda principal causa de mortes relacionadas ao câncer em mulheres em todo o mundo (SIEGEL, et al., 2014). A diagnose do câncer de mama durante o processo de evolução inicial pode ser útil para minorar a mortalidade relacionada ao câncer.

A incidência global do câncer de mama está aumentando progressivamente, tanto nos países desenvolvidos como nos em desenvolvimento, com uma taxa anual de 3,1 %. Passou de 541.000 casos em 1980 para 1643.000 casos em 2010, sendo responsável por 27 % dos novos casos de câncer diagnosticados em mulheres. Desse total, cerca de dois terços ocorreram em mulheres acima de 50 anos, principalmente nos países desenvolvidos. Já nas mulheres abaixo de 50 anos (entre 15 e 49 anos), a incidência de câncer de mama foi duas vezes maior nos países em desenvolvimento do que nos desenvolvidos (OEFFINGER et al., 2015).

No Brasil existem diferenças em relação à faixa etária, sendo observada uma taxa específica de 4 casos a cada 100.000 mulheres entre 40 e 49 anos e 5 casos a cada 100.000 mulheres acima de 50 anos (INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER, 2012). Atualmente é realizado o rastreamento oportunístico em detrimento ao populacional logo, se fazem necessárias ações no sentido de estabelecimento de padrões para rastrear o câncer de mama bem como, a conscientização e o esclarecimento da população acerca da importância da sua realização no país.

A abordagem de imagem para a avaliação das lesões mamárias foi padronizada com a introdução do Sistema de Dados de Relatórios de mente (Bi-RADS), que foi criado pelo *American College of Radiology* (ACR) em 1992 (ACR, 2003). As diretrizes atuais sugerem que as modalidades de triagem e diagnóstico por câncer de mama incluem mamografia (MMG) e ultrassom (EUA) para mulheres com risco médio e ressonância magnética (MRI) para mulheres de alto risco (BRASIL, 2004).

A mamografia de rastreio visa à detecção precoce de câncer de mama em mulheres assintomáticas e é um exame de rotina para mulheres com mais de 50 anos (CHECKA et al., 2012). A interpretação das imagens mamográficas pode tornar-se mais difícil devido ao padrão de densidade do tecido mamário e, portanto, a maior taxa de resultados falso-negativos observados em seios densos. Nesses casos, a ultrasonografia suplementar (US) pode ser indicada (FOROUZANFAR et al., 2011).

Alguns fatores podem estar associados à densidade mamária, como idade, índice de massa corporal (IMC), paridade e tempo na terapia de reposição hormonal (TRH) (SHIFREN et al., 2008; BOSSEMEYER et al., 1999). Alguns autores demonstraram

que a idade pode influenciar o padrão de densidade da mama em mulheres (PINSKY, HELVIE, 2010; FIGUEIRA et al., 2003).

Nesse contexto, o presente estudo teve como objetivo avaliar a tecnologia da ultrassonografia mamária em mulheres acima de 70 anos, estabelecendo correlação com a confiabilidade no rastreamento de câncer de mama.

2 | METODOLOGIA

Nesta pesquisa foram analisados os estudos científicos disponíveis e coligidos os dados para que as recomendações fossem apresentadas de acordo com a faixa etária acima de 70 anos. Este é um estudo de revisão sistemática descritiva, desenvolvida nas seguintes bases eletrônicas de dados: PubMed, LILACS e Cochrane, utilizando os seguintes descritores: *Mammary ultrasonography, mammography, breast neoplasms, menopause e data accuracy*.

A revisão sistemática responde a uma pergunta específica e utiliza métodos explícitos e sistemáticos para identificar, selecionar e avaliar criticamente os estudos. A busca na literatura auxiliou na definição das questões chave da pesquisa, sendo estruturadas no formato de perguntas, abrangendo Pacientes, Intervenção, Comparador e Resultados (*Outcomes*, em inglês), com o tradicional PICO. A população é definida com mulheres com faixa etária acima de 70 anos, a intervenção é o Ultrassom, o comparador é o Mamógrafo e o desfecho é a confiabilidade das tecnologias para o rastreio do câncer de mama.

Após o levantamento das publicações, procedeu-se a análise dos dados. Inicialmente analisou-se os resumos, sendo incluídos os que continham os descritores propostos. Outros critérios de inclusão para este estudo foram as recomendações referentes ao rastreamento do câncer de mama em mulheres acima de 70 anos, pois nesta faixa etária recomenda-se a realização da mamografia de forma individualizada, em mulheres que têm expectativa de vida maior que 7 anos e em mulheres que têm condições de serem submetidas à investigação diagnóstica invasiva e realização do tratamento após um resultado anormal do rastreamento. Foram considerados todos os estudos que comparam a ultrassonografia mamária e a mamografia em populações acima de 70 anos.

Os critérios de exclusão foram avaliados criticamente quanto à sua metodologia e quanto ao baixo potencial de viés. Estudos que não foi possível extrair dados sobre a detecção do câncer, que não possuíam resumo em Inglês ou Português nas bases de dados pesquisadas, estudos com populações com faixa-etária inferior a 70 anos e estudos da avaliação custo-efetividade foram excluídos.

3 | RESULTADOS

Na busca realizada nas três bases de dados referidas, foram encontrados 456 artigos.

Na base de dados PubMed foram encontrados 200 artigos, sendo selecionados apenas 13 artigos que estavam vinculados à área de equipamentos médicos-assistenciais e mulheres na faixa etária determinada, o que representou 6,5% deste total.

Na base de dados LILACS, foram encontrados 251 artigos e selecionados apenas 12 artigos que estavam vinculados à área de equipamentos médicos-assistenciais e mulheres na faixa etária determinada, representando 5 % dos artigos encontrados.

Na base de dados Cochrane, foram encontrados 5 artigos com relação aos equipamentos médico-assistenciais e apenas 1 foi selecionado para análise.

Foram selecionados 26 artigos das três bases de dados analisados, porém após a análise e a comparação com os critérios de inclusão e exclusão, apenas quatro publicações foram selecionados para este estudo, pois continham todos os descritores necessários para análise.

Para detalhamento dos artigos por banco de dados, foi elaborada a Tabela 1.

Base de Dados	Resultados	Artigos Selecionados
PubMed	200	13
Lilacs	251	12
Cochrane	5	1
Total	456	26

Tabela 1. Busca na Bases de Dados.

A Figura 1 ilustra a seleção dos artigos encontrados de acordo com o PICO.

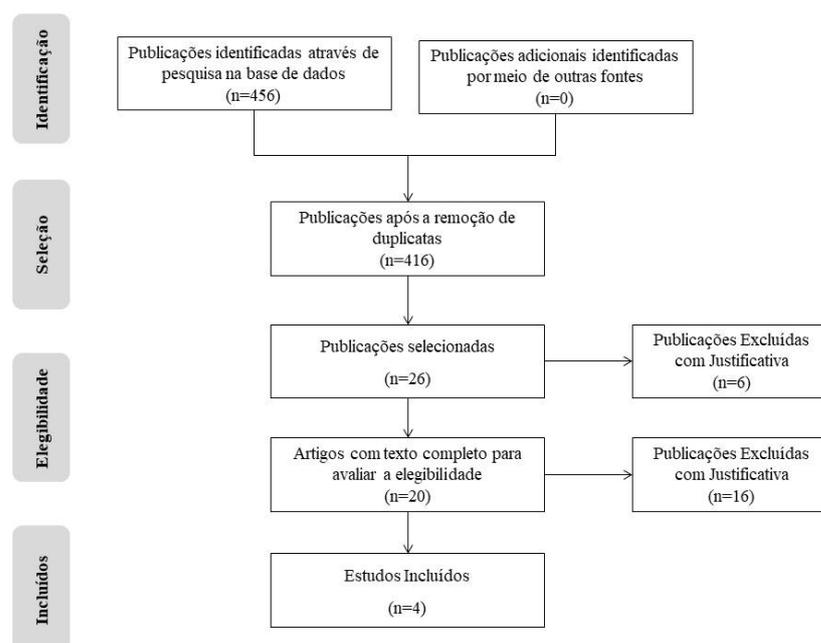


Figura 1. Fluxograma de seleção dos artigos de acordo com o PICO.

A Tabela 2 resume algumas informações dos estudos incluídos.

Autor, ano	Participantes	Nome da Revista
ALVARES B.R et al.,2012	Mulheres de 36 a 78 anos.	Radiologia Brasileira
GARTLEHNER G. G et al.,2013	Mulheres de 40 a 75 anos.	The Cochrane Library British
MEISSMITZER et al., 2015	Mulheres acima de 50 anos.	Institute of Radiology
URBAN et al, 2012	Mulheres abaixo de 40 anos, entre 40 e 69 anos e acima de 70 anos.	Radiologia Brasileira

Tabela 2. Estudos incluídos na revisão sistemática.

4 | DISCUSSÃO

O consenso de especialistas por meio da Comissão Nacional de Mamografia (Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem - CBR, a Sociedade Brasileira de Mastologia - SBM e a Federação Brasileira das Associações de Ginecologia e Obstetrícia - FEBRASGO) apresentaram recomendações para o rastreamento por imagem do câncer de mama no Brasil, sendo classificadas em quatro categorias por consenso, entre os especialistas e de acordo com o grau de evidência científica, devendo ser revisadas a cada três anos. Vale ressaltar que todas as recomendações tem aquiescência uniforme entre o CBR, a SBM e a FEBRASGO variando apenas quanto ao grau de evidência científica.

O câncer de mama visa o rastreamento para a detecção de tumores assintomáticos, tendo como objetivo a redução da mortalidade pela doença (JACKSOS, 2002). A mamografia é um método de rastreamento para triagem do câncer de mama em mulheres. No entanto, pacientes com mama densa os resultados são ruins. Com isso, a ultrassonografia suplementar é indicada por ser de baixo custo, fácil acesso, sem radiação ionizante, bem tolerado e aceito pelas pacientes (ALVARES et al., 2012).

Alguns tipos de câncer não são detectados no exame de mamografia. Com isso a ultrassonografia suplementar no rastreio do câncer de mama argumenta uma abordagem segura e reduz as taxas de erros na detecção da doença. A mamografia não é uma técnica perfeita, e em algumas mulheres com mamas densas, os tumores são difíceis de distinguir. A adição da ultrassonografia nestas mulheres irá detectar os tumores que não foram detectados pela mamografia (GARTLEHNER et al., 2013; MEISSMITZER et al., 2015)

Em mulheres acima de 70 anos ou mais, recomenda-se a realização do rastreamento com mamografia, porém os dados disponíveis ainda são escassos.

Alguns fatores indicam que o benefício do rastreamento mamográfico pode ser menor nesta faixa etária devido a menor expectativa de vida, maior frequência de tumores com bom prognóstico e maior risco de morte por outras doenças (URBAN et al, 2012) .

O CBR, a SBM e a FEBRASGO, sugere o rastreamento ultrassonográfico em mulheres de alto risco que não toleram o exame mamográfico, em mulheres de alto risco ou risco intermediário e em mulheres com mamas densas. Com isso a ultrassonografia não é um método apropriado para o rastreamento inicial para as mulheres em geral (URBAN et al, 2012).

5 | CONCLUSÃO

É visto que algumas limitações estão presentes na análise deste estudo, pois embora a ultrassonografia mamária possa melhorar a visualização dos detalhes da lesão, o impacto real desse avanço na precisão diagnóstica é limitado (BONARDI et al., 2005; SKAANE et al., 2005). Nos casos onde a mama é densa, após a mamografia, restando dúvidas é recomendado à utilização da ultrassonografia mamária como dado suplementar para detecção de lesões mamárias. Em mulheres acima de 70 anos a ultrassonografia suplementar não é recomendada para detecção de doenças.

AGRADECIMENTOS

Às Agências de fomento à pesquisa: FAPEMIG, CAPES e CNPq.

REFERÊNCIAS

ALVARES B.R.; ANDRADE C.H.; JALES R.M.; ALMEIDA O.J.; MARUSSI E.F. **Mammographic density in asymptomatic menopausal women: correlation with clinical and sonographic findings.** Radiologia Brasileira, 2012.

AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY (ACR). **Breast Imaging Reporting and Data System (BI-RADS)**, 4 ed. American College of Radiology, Reston. Virginia, 2003.

BONARDI R.; AMBROGETTI E.; CIATTO S.; GENTILE E.; LAZZARI B.; MARTELINO P.; et al. **Mamografia convencional versus digital na análise de lesões detectadas na tela com baixo valor preditivo positivo.** Eur J Radiol, 2005.

BOSSEMEYER R.; FERNANDES C.E.; MELO N.R.; WEHBA S. **Climatério feminino - fisiopatologia, diagnóstico e tratamento.** 1 ed. São Paulo, SP: Lemos; 1999. p. 17-33.

BRASIL. **Instituto Nacional de Câncer. Controle do câncer de mama: documento de consenso.** Rio de Janeiro, RJ: INCA, 2004. Disponível em: <<http://www1.inca.gov.br/publicacoes/ConsensoIntegra.pdf>>. Acesso em: 11 junho 2017.

CHECKA C.M.; CHUN J.E.; et al. **A relação da densidade mamográfica e da idade: implicações para a triagem do câncer de mama.** AJR Am J Roentgenol, 2012.

FIGUEIRA R.N.M.; SANTOS A.L.; CAMARGO M.E.; et al. **Fatores que influenciam o padrão**

radiológico de densidade das mamas. Radiologia Brasileira, 2003.

FOROUZANFAR M.H.; FOREMAN K.J.; DELOSSANTOS A.M.; et al. **Breast and cervical cancer in 187 countries between 1980 and 2010: a systematic analysis,** 2011.

GARTLEHNER G.; THALER K.; CHAPMAN A. **Mammography in combination with breast ultrasonography versus mammography for breast cancer screening in women at average risk (Review).** Cochrane Database of Systematic Reviews, 2013.

INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER. **Perfil da morbimortalidade brasileira do câncer de mama.** Informativo Vigilância do Câncer. 2012.

JACKSOS V.P. **Screening mammography: controversies and headlines.** Radiology, 2002.

MEISSMITZER T.; SEYMER A.; KEINRATH P.; HOLZMANNHOFER J.; PIRICH C.; HERGAN K. **Added value of semi-quantitative breast-specific gamma imaging in the work-up of suspicious breast lesions compared to mammography, ultrasound and 3-T MRI.** Br J Radiol, 2015.

OEFFINGER K.C.; FONTHAM E.T.; ETZIONI R, et al. **Breast cancer screening for women at average risk: guideline update from the American cancer society.** JAMA, 2015.

PINSKY R.W.; HELVIE M.A. **Densidade mamográfica mamária: efeito na imagem e risco de câncer de mama.** J Natl Compr Canc Netw, 2010.

SHIFREN J.L.; SCHIFF I. **Tratado de ginecologia.** 14 ed. Rio de Janeiro, RJ: Guanabara Koogan; 2008.

SIEGEL R.; MA J.; ZOU Z.; JEMAL A. **Cancer statistics.** CA Cancer J Clin, 2014.

SKAANE C.; BALLEYGUIER C.; DIEKMANN F.; DIEKMANN S.; YOUNG K.; et al. **Detecção e classificação da lesão mamária: comparação de mamografia de filme de tela e mamografia digital de campo completo com leitura de cópia macia - estudo de desempenho de observadores.** Radiologia, 2005.

URBAN L.A.B.D.; SCHAEFER M.B.; DUARTE D.L.; SANTOS R.P.; et al. **Recomendações do Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem, da Sociedade Brasileira de Mastologia e da Federação Brasileira das Associações de Ginecologia e Obstetrícia para rastreamento do câncer de mama por métodos de imagem.** Radiologia Brasileira, 2012.

ULTRASSOM DIAGNÓSTICO COMO TÉCNICA PARA A ESTIMATIVA NÃO INVASIVA DE TEMPERATURA VISANDO NANOTERAPIAS TÉRMICAS

Denyel Jefferson Prado de Faria

Instituto de Física, Universidade Federal de Goiás, Goiânia, Brasil

Cristhiane Gonçalves

Instituto de Física, Universidade Federal de Goiás, Goiânia, Brasil

Av. Esperança, s/n - Campus Samambaia, Goiânia - GO, 74690-900

e-mail: cristhiane.goncalves@ufg.br

Gustavo Capistrano

Instituto de Física, Universidade Federal de Goiás, Goiânia, Brasil

Andris Figueroa Bakuzis

Instituto de Física, Universidade Federal de Goiás, Goiânia, Brasil

RESUMO: A medicina térmica trata do uso clínico da distribuição seletiva de calor para o tratamento de doenças, em particular câncer. Esta terapia foi recentemente utilizada como coadjuvante porque apresenta sinergia em radioterapia e quimioterapia. Um dos principais problemas é o monitoramento não invasivo da distribuição de calor. A técnica tradicional é a ressonância magnética nuclear, que é dispendiosa e não pode ser utilizada em hipertermia magnética com nanopartículas. Assim, a estimativa de temperatura não invasiva usando ultrassom de pulso eco apresenta como uma excelente alternativa. A metodologia deste

trabalho baseia-se na medição do deslocamento de estruturas internas em imagens de ultrassom em função da temperatura, para amostras de tecido biológico suíno, que foram submetidas ao aumento de temperatura em um banho de água, enquanto analisadas pelo método de ultrassom pulso eco, obtido por meio de um equipamento de ultrassom clínico ordinário, para formar as imagens a diferentes temperaturas, na faixa de 37,0°C a 50,0°C, com intervalos de variação de 0,5°C \pm 0,1°C. Por meio de um algoritmo de correlação bidimensional, com o auxílio de um software para processamento de imagens, foi possível calcular os deslocamentos das regiões características das imagens das amostras em função da temperatura. Os resultados preliminares mostram que é possível relacionar a variação de temperatura com o *strain* da amostra nesta condição, e sugerem que esta técnica pode ser usada para monitorar a temperatura interna dos tecidos in vivo para aplicações em hipertermia magnética ou terapia fototérmica.

PALAVRAS-CHAVE: Deslocamento aparente, Estimativa não invasiva de temperatura, Ultrassom pulso-eco.

ABSTRACT: Thermal medicine deals with the clinical use of selective heat delivery for the treatment of diseases, particularly cancer. This therapy has recently been used as a coadjuvant

because it presents synergy in radiotherapy and chemotherapy. Among the most important problems is the non-invasive monitoring of heat delivery. The traditional technique is nuclear magnetic resonance, which is expensive, and cannot be used in magnetic hyperthermia with nanoparticles. Thus, the non-invasive temperature estimation using pulse-echo ultrasound presents itself as an excellent alternative. The methodology of this work is based on measuring the displacement of internal structures in ultrasound images as a function of temperature, for samples of biological swine tissue, which were submitted to temperature increase in a water bath, while analyzed by the pulse-echo ultrasound method, obtained by means of an ordinary clinical ultrasound equipment, in order to form the images at different temperatures, in the range of 37.0°C to 50.0°C, with intervals of variation of 0.5°C±0.1°C. By means of a two-dimensional correlation algorithm, with the aid of a software for image processing, it was possible to calculate the displacements of characteristic regions of the samples pictures as a function of temperature. Preliminary results show that it is possible to relate the temperature variation with the sample strain in this condition, and suggest that this technique might be used to monitor the internal temperature of tissues in vivo for applications in magnetic hyperthermia or photothermal therapy.

KEYWORDS: Apparent displacement, Non-Invasive Temperature Tracking, Pulse-Echo Ultrasound

INTRODUÇÃO

A radioterapia continua sendo a técnica principal no tratamento de vários tipos de cânceres. No entanto, a sua eficiência é determinada pelo estado da doença, localização e o tipo. Tumores grandes precisam ser reduzidos, seja por uma incisão cirúrgica ou quimioterapia (antes ou concomitante com radioterapia), para se conseguir sucesso no tratamento. Tumores localizados perto de órgãos de risco como medula ou coração, limitam a dose de entrega, bem como tumores pouco oxigenados não respondem bem a radiação ionizante. Assim, uma maneira alternativa de melhorar a eficiência do tratamento de câncer, se baseia em combinar técnicas tais como quimioterapia e radioterapia com a técnica de hipertermia, que consiste no aumento de temperatura em região de interesse [1]. Nesse contexto, a hipertermia atua aumentando a permeabilidade da membrana celular, aumentando a concentração de quimioterápicos no meio intracelular, além de diminuir também a resistência das células a radiação ionizante através de um aumento na oxigenação [1,2]. A grande limitação no desenvolvimento dessa técnica diz respeito à determinação da entrega de calor a qual os efeitos sinérgicos são observados.

O monitoramento da distribuição de temperatura interna no corpo é fundamental na técnica de hipertemia. Em geral, esse monitoramento é realizado com a Ressonância Magnética (RM) [3], que é uma técnica de alto custo. Entretanto, tal procedimento não pode ser utilizado no caso da hipertermia magnética com nanopartículas [4-10], uma vez que esta nanoterapia depende da rotação dos momentos magnéticos das

nanopartículas sob ação de campo alternado. Logo, neste caso, não há como ter geração de calor pois o campo magnético de alta intensidade do ímã permanente da RM impossibilita a rotação dos momentos magnéticos das nanopartículas. Assim, métodos baseados em sistema de processamento de sinais, simples e de baixo custo, como o sistema de imagens por ultrassom, torna-se uma alternativa interessante. Note, adicionalmente, que o ultrassom pode ser capaz de fornecer uma estimativa de temperatura interna em tempo quase real e ser combinada com várias nanoterapias térmicas, como a hipertermia magnética [4-10] ou a fototérmica [11].

Atualmente, estimar a temperatura de modo não invasivo utilizando ondas de ultrassom é um método estudado por três categorias. São elas: estimativas usando a mudança na velocidade do som e expansão térmica [3, 12-16], os que estimam usando a mudança na energia retroespalhada [17], e alterações no coeficiente de atenuação acústica [18]. Em qualquer que seja a categoria utilizada para a estimativa de temperatura, o sucesso da técnica se baseia na capacidade de conseguir medir precisamente os parâmetros mencionados com relação a temperatura para que o equipamento possa ser adequadamente calibrado [11]. O método utilizado nesse trabalho se baseia na mudança da velocidade do som e expansão térmica, e é fundamentado principalmente nas referências [3, 11].

MATERIAIS E MÉTODOS

A metodologia usada tem como base medir o deslocamento aparente sofrido por estruturas internas em imagens de ultrassom em função da temperatura para amostras de tecido biológico suíno. Para isso, utilizou-se um pedaço de carne de porco com dimensões laterais de $(26,0 \pm 0,1)$ mm e $(23,0 \pm 0,1)$ mm, e altura de $(11,0 \pm 0,1)$ mm, um béquer com 300 ml de água destilada, uma placa aquecedora como fonte de aquecimento, termômetros de fibra óptica, um equipamento de ultrassom veterinário SIUI modelo CTS-5500V, com transdutor de 7,5 MHz de frequência e um suporte de fixação do transdutor. A Figura 1 mostra o arranjo experimental e a Figura 2 mostra o esquema utilizado para manter a amostra suspensa.

Com o arranjo apresentado na Figura 1, as amostras foram submetidas ao aumento de temperatura em banho maria. A temperatura na amostra era controlada pelos termômetros de fibra óptica. A cada $(0,5 \pm 0,1)^\circ\text{C}$ aumentado na temperatura da amostra, uma imagem de ultrassom era salva. Assim, sabendo que a temperatura inicial era $(35,0 \pm 0,1)^\circ\text{C}$, um conjunto de imagens de ultrassom com a temperatura associada eram obtidas até a temperatura final de $(50,0 \pm 0,1)^\circ\text{C}$.

Uma vez que o transdutor é fixo, todo o deslocamento observado no conjunto de imagem para uma determinada temperatura em relação a temperatura de referência (temperatura inicial) é chamado de deslocamento aparente. Esses deslocamentos aparentes foram analisados por meio de um algoritmo de correlação bidimensional escrito por Christoph Eberl, "Digital Image Correlation and Tracking". Esse arquivo é

uma biblioteca do software Matlab ®, software utilizado por alguns autores para se obter o deslocamento aparente a partir das imagens de ultrassom [12, 19-20]. Os deslocamentos aparentes são obtidos em pixels pelo software após um processo de correlação entre uma imagem de referência e a imagem “deformada”. Um coeficiente de correlação é calculado para uma série de deslocamentos teóricos entre essas imagens, e o máximo valor de correlação indica o valor discreto do deslocamento. Esses deslocamentos para uma determinada região de interesse na imagem em função da temperatura foram obtidos e se encontram nos resultados.



Figura 1: Foto do arranjo experimental, mostrando o suporte para fixação do transdutor, a placa aquecedora, o bquer a amostra e as sondas térmicas.

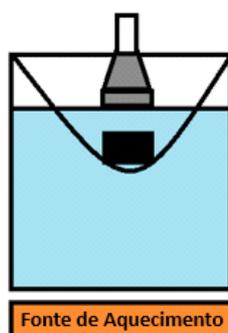


Figura 2: Esquema representativo do sistema utilizado para manter a amostra suspensa.

RESULTADOS

A imagem de ultrassom da amostra de tecido biológico suíno é mostrada na Figura 3. Nessa imagem delimitou-se quatro regiões de interesse (ROIs). Para cada ROI foram feitas análise de deslocamento aparente, no entanto, regiões próximo a superfície estão sujeitos a altos gradientes de temperatura, não sendo regiões boas para análise.

Os deslocamentos aparentes podem ser obtidos em duas direções: direção axial ou direção Y, que é a direção do feixe de ultrassom e outra na direção lateral ou direção

X, que é a direção horizontal na imagem da Figura 3. Os dados do deslocamento aparente em função da temperatura para essas direções na ROI-3 são apresentados no gráfico da Figura 4.

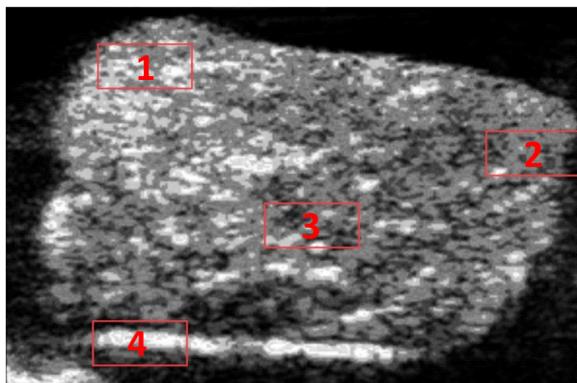


Figura 3- Imagem de ultrassom da amostra de tecido biológico suíno mostrando as quatro regiões de interesse (ROIs) utilizadas para análise.

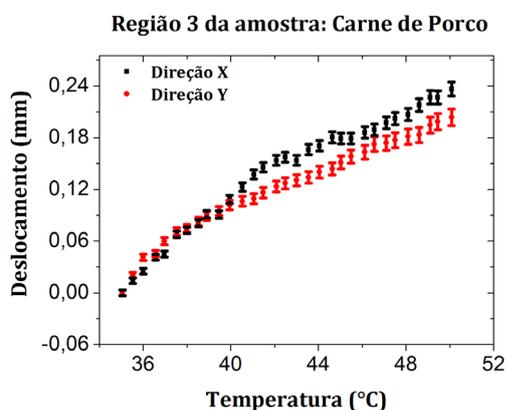


Figura 4- Gráfico do deslocamento aparente em milímetros em função do aumento de temperatura em graus celsius, da direção lateral (pontos pretos) e direção axial (pontos vermelhos) para uma região característica dentro da amostra.

No gráfico apresentado na Figura 5, utilizou-se toda a amostra visível na imagem de ultrassom como sendo uma ROI, para obtermos o deslocamento aparente em função da temperatura.

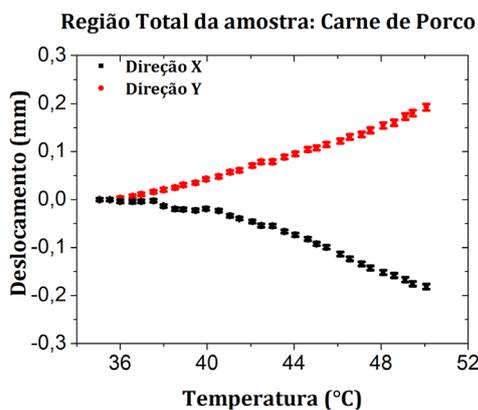


Figura 5- Deslocamento aparente em milímetros em função do aumento de temperatura em graus celsius para a direção lateral (pontos pretos) e direção axial (pontos vermelhos) para uma

DISCUSSÃO

Observe que a medida que a temperatura aumenta, maior é o deslocamento aparente, tanto na direção axial (direção Y) quanto na direção lateral (direção X) em ambos os gráficos. A amplitude e o comportamento da curva de deslocamento aparente em função da temperatura estão de acordo com outros resultados já relatados da literatura [11, 19-20]. O interessante a notar é que esses deslocamentos aparentes dependem da região de análise, variando de regiões para região dentro de uma mesma amostra [19,20] ou amostras diferentes [11,19]. No entanto, o módulo do deslocamento aparente em função da temperatura se mantém aproximadamente iguais, independente da região que está sendo analisada. Esses resultados podem ser vistos nos gráficos das Figuras 4 e 5.

O fato do deslocamento aparente apresentado na Figura 5 ser negativo na direção lateral, significa que o sentido dos vários deslocamentos em estrutura dentro da amostra tem uma resultante no sentido contrário com relação ao aumento do deslocamento a partir do ponto de referência do algoritmo de correlação. Já em relação a direção axial, na maioria dos casos o deslocamento é no sentido positivo, isso porque, a velocidade do som aumenta com aumento da temperatura na maioria dos materiais e tecidos biológicos [12]. Portanto, o movimento do objeto de interesse deve ser no sentido do transdutor.

Independente da direção e sentido de deslocamento, percebe-se pelos resultados apresentados que o deslocamento aparente responde linearmente com o aumento da temperatura na faixa de 37°C até 50°C. Para um melhor entendimento desse processo no sistema biológico, pretende-se futuramente analisar o deslocamento aparente de uma amostra em função da temperatura, para um emulador de um sistema biológico (*phantom*), com propriedades conhecidas.

Os resultados preliminares indicam ser possível utilizar a técnica de ultrassom para monitorar de forma não invasiva a entrega de calor interna de tecidos *in vivo*. Por meio do conhecimento da variação do deslocamento em função da temperatura, será possível calibrar o sistema de ultrassom, de modo a obter-se imagens em tempo real dos gradientes de temperatura interna em estudos pré-clínicos. Portanto, a perspectiva é que no futuro próximo o grupo esteja aplicando tal técnica para o monitoramento da dose térmica em modelos tumorais murinos durante procedimentos associados a nanoterapias térmicas, por exemplo hipertermia magnética ou terapia fototérmica com nanopartículas magnéticas.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à CAPES, CNPQ, FAPEG e UFG pelo apoio à pesquisa.

REFERÊNCIAS

- Hall, E. J., Giaccia, A. J. *Hyperthermia* In: Lippincott Williams & Wilkins. Philadelphia. 2012. P. 490-21. Treating cancer with heat: hyperthermia as promising strategy to enhance apoptosis
- Seip, R. VanBaren, P. Cain, C. A. Ebbini, E. S. Noninvasive Real-Time Multipoint Temperature Control for Ultrasound Phased Array Treatments. *IEEE Transaction on Ultrasonics*, vol. 43, n. 6, p. 1063-11, 1996.
- Rodrigues, H.F., Capistrano, G., Mello, F. M, Zufelato, N., Silveira-Lacerda, E. , Bakuzis, A.F. Precise determination of the heat delivery during magnetic nanoparticle hyperthermia with infrared thermography. *Physics in Medicine and Biology*, v. 62, p.4062-4082, 2017.
- Carrião, M.S., Aquino, V. R.R., Landi, G.T., Verde, E.L. Sousa, M. H. Bakuzis, A. F. Giant-spin nonlinear response theory of magnetic nanoparticle hyperthermia: A field dependence study. *Journal of Applied Physics JCR*, v. 121, p.173901, 2017.
- Carrião, M. S., Marcus, S., Bakuzis, A.F.. Mean-field and linear regime approach to magnetic hyperthermia of core-shell nanoparticles: can tiny nanostructures fight cancer?. *Nanoscale (Print) JCR*, v. 8, p. 8363-8377, 2016.
- Rodrigues, H.F., Mello, F.M., Branquinho, L.C., Zufelato, N., Lacerda, E.P.S., Bakuzis. Real-time infrared thermography detection of magnetic nanoparticle hyperthermia in a murine model under a non-uniform field configuration. *International Journal of Hyperthermia JCR*, v. 29, p. 752-767, 2013.
- Branquinho, L. C., Carrião, M.S. Costa, A.S., Zufelato, N., Sousa, M. H., Miotto, R., Ivkov, R., Bakuzis, A.F. Effect of magnetic dipolar interactions on nanoparticle heating efficiency: Implications for cancer hyperthermia. *Scientific Reports JCR*, v. 3, p. 2887, 2013.
- Verde, E.L., Landi, G.T., Gomes, J.A., Sousa, M.H., Bakuzis, A. F. Magnetic hyperthermia investigation of cobalt ferrite nanoparticles: Comparison between experiment, linear response theory, and dynamic hysteresis simulations. *Journal of Applied Physics JCR*, v. 111, p. 123902, 2012.
- Verde E.L., Landi, G.T., Carrião, M.S., Drummond, A. L., Gomes, J.A., Vieira, E.L., Sousa, M. H., Bakuzis, A. F. . Field dependent transition to the non-linear regime in magnetic hyperthermia experiments: Comparison between maghemite, copper, zinc, nickel and cobalt ferrite nanoparticles of similar sizes. *AIP Advances JCR*, v. 2, p. 032120, 2012.
- RM Arthur, WL Straube, JW Trobaugh, and EG Moros, "Noninvasive estimation of hyperthermia temperatures with ultrasound," *International J of Hyperthermia*, vol. 21, pp. 589–600, 2005.
- N. R. Miller, J. C. Bamber, P. M. Meaney. Fundamental Limitations of Noninvasive Temperature Imaging by Means of Ultrasound Echo Strain Estimation. *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 28, No. 10, pp. 1319–1333, 2002
- C. Simon, P. VanBaren, E. S. Ebbini. Two-Dimensional Temperature Estimation Using Diagnostic Ultrasound. *IEEE Transactions on Ultrasonics*. vol. 45, no. 4, 1998.
- M. Pernot, M. Tanter, J. Bercoff, K. R. Waters, M. Fink. Temperature Estimation Using Ultrasonic Spatial Compound Imaging. *IEEE Transactions on Ultrasonics*. vol. 51, no. 5, 2004.
- R. M. Moreno, C. A. Damianou. Noninvasive temperature estimation in tissue via ultrasound echo-shifts. Part I. Analytical model. *Acoustical Society of America*. Pp. 2514-2521, 1996.
- T. Varghese, J. A. Zagzebski, Q. Chen, U. Techavipoo, G. Frank, C. Johnson, A. Wright, F. T. Lee. Ultrasound Monitoring of Temperature Change During Radiofrequency Ablation: Preliminary *In-Vivo* Results. *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 28, No. 3, pp. 321–329, 2002.

W. L. Straube, R. M. Arthur. Theoretical Estimation of the Temperature Dependence of Backscattered Ultrasonic Power for Noninvasive Thermometry. *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 20, No. 9, pp. 915-922, 1994.

R. L. Clarke, N. L. Bush, G. R. Ter Haar. The Changes in Acoustic Attenuation Due to in vitro Heating. *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 29, No. 1, pp. 127–135, 2003.

R. M. Arthur, W. Trobaugh, W. L. Straube, E. G. Moros. Temperature Dependence of Ultrasonic Backscattered Energy in Motion-Compensated Images. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 52, no. 10, 2005.

R. M. Arthur, J. W. Trobaugh, W. L. Straube, E. G. Moros, S. Sangkatumvong. Temperature Dependence of Ultrasonic Backscattered Energy in Images Compensated for Tissue Motion. *IEEE Ultrasonics Symposium-99*. 2003.

ASPECTOS GERAIS DA *Calêndula Officinalis* L. E DO LASER DE BAIXA INTENSIDADE

Vânia Thais Silva Gomes

Universidade do Vale do Paraíba, Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento, Doutoranda em Engenharia Biomédica, São José dos Campos, SP.

Raimundo Nonato Silva Gomes

Professor Adjunto da Universidade Federal do Espírito Santo, Doutor em Engenharia Biomédica, São Mateus, ES.

Maria Silva Gomes

Universidade do Vale do Paraíba, Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento, Mestranda em Planejamento Urbano e Regional, São José dos Campos, SP.

Francileine Rodrigues da Conceição

Universidade do Vale do Paraíba, Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento, Mestranda em Engenharia Biomédica, São José dos Campos, SP.

Erick Giovanni Reis da Silva

Universidade do Vale do Paraíba, Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento, Mestrando em Engenharia Biomédica, São José dos Campos, SP.

Larissa Vanessa Machado Viana

Universidade Brasil, Doutoranda em Engenharia Biomédica, São Paulo, SP.

RESUMO: O objetivo deste estudo foi apresentar os aspectos gerais do uso da *C. officinalis* ao laser de baixa intensidade. Realizou-se uma revisão

bibliográfica nas bases de dados SCIELO, LILACS e PUBMED. O resultado da revisão sugere que estudos utilizando à laserterapia de baixa intensidade (LBI) isolada ou associada a plantas medicinais como extrato de *Calendula* apresentaram resultados promissores com elevados percentuais de regressão no tamanho das ulcerações e em alguns casos fechamento total das lesões tratadas.

PALAVRAS-CHAVE: Laser de Baixa Intensidade, *Calêndula Officinalis*, Benefícios Terapêuticos.

ABSTRACT: The objective of this study was to present the general aspects of the use of *C. officinalis* to low intensity laser. A bibliographic review was done in the databases SCIELO, LILACS and PUBMED. The result of the review suggests that studies using either low intensity laser therapy (LBI) isolated or associated with medicinal plants as the extract of *Calendula* presented promising results with high percentages of regression in the size of ulcerations and in some cases total closure of the treated lesions.

KEYWORDS: Low Intensity Laser, *Calendula Officinalis*, Therapeutic Benefits.

1 | INTRODUÇÃO

No Brasil, a espécie *Calêndula officinalis*

L (*C. officinalis*) é conhecida popularmente como calêndula, mal-me-quer, maravilha, mal-me-quer-dos-jardins, margarida-dourada, calêndula do campo, calêndula do jardim, maravilhas do campo, calêndula de panela (BRASIL, 2012).

Originária dos países da Europa Central, Oriental e do Sul, foi cultivada comercialmente na América do Norte, nos Balcãs, Europa Oriental e Alemanha. Os egípcios, gregos, hindus e árabes a cultivaram e ela tem sido usada medicinalmente desde o século XII. É cultivada em toda zona temperada do mundo também como planta ornamental (PIRES et al., 2009).

A.C. officinalis é uma planta herbácea anual, que varia de 30 a 60 cm de altura, com raízes fasciculadas, ligeiramente amareladas e cilíndricas; apresenta caule anguloso, curto e sólido, ereto ou prostrado, pubescente; as folhas são ligeiramente denteadas, alternas, lanceoladas, com pelos glandulares em ambas as faces; as inferiores são espatuladas, obtusas ou agudas no ápice, com 10-20 cm de comprimento e 1-4 cm de largura; as superiores são oblongas a lanceoladas e mucronadas no ápice, com 4-7 cm de comprimento; brácteas involucrais com 7-15 cm de comprimento sendo revestidas de longos pêlos glandulares (SOUZA, 2012).

Inúmeros usos medicinais e farmacêuticos são vinculados à calêndula, conjugados ao uso interno e externo, em diferentes formas de preparo que incluem desde o seu consumo *in natura* em saladas assim como infusão, decoção, tinturas, extratos, pomadas, cataplasmas, unguentos, banhos entre outras. Embora sejam citados o uso do caule e das folhas secas, das sementes de toda a planta, a flor é a parte mais utilizada e estudada (PIRES et al., 2009).

Sendo utilizada comumente no tratamento de problemas de pele e da dor, como bactericida, antisséptico e antiinflamatório. As pétalas e o pólen contêm ésteres triterpenoides (antiinflamatório) e os carotenoides flavoxantina e auroxantina (antioxidantes e origem da coloração amarelo-laranja). As folhas e os caules contêm outros carotenoides, sobretudo luteína (80%) e zeaxantina (5%) e beta-caroteno (BRASIL, 2012).

O trabalho justifica-se pelo fato de a utilização da terapia a Laser de baixa intensidade e sua combinação com a aplicação de *C. officinalis* apresenta-se como uma nova proposta terapêutica à medicina moderna uma vez que a mesma visa o reparo e até a cura de eventuais lesões e processos inflamatórios; além da melhoria na qualidade de vida de doentes, bem como a redução dos custos assistenciais para seu tratamento no sistema de saúde.

Vários estudos recentes têm associado o uso da *C. officinalis* ao laser de baixa intensidade visando otimizar os efeitos terapêuticos de ambas as terapias, uma vez que os métodos terapêuticos possuem baixo poder de reações adversas. Desta forma, este trabalho objetivou apresentar os aspectos gerais do uso da *C. officinalis* ao laser de baixa intensidade.

2 | CONTEÚDO DA REVISÃO

2.1 Uso popular da *calendula officinalis*

Em um estudo realizado em dez terreiros de Candomblé do município de Ilhéus, Bahia, optou-se por visitar terreiros de pequeno a médio porte, em áreas consideradas humildes da cidade, os mesmos utilizaram questionário aberto dando liberdade ao informante para responder segundo sua própria lógica e conceitos. Procedeu-se à coleta do material citado pelos informantes e na presença destes nas hortas e jardins dos terreiros, bem como nas áreas ruderais e de mata adjacentes (ALVES; POVH, 2013).

O material botânico foi herborizado e as espécies foram identificadas utilizando-se chaves analíticas e comparação com material já existente no Herbário da Universidade Estadual de Santa Cruz (HUESC), onde as exsiccatas foram incorporadas ao acervo. Com base nas informações foram obtidas 71 espécies vegetais no qual foram organizada por ordem alfabética das famílias botânicas, seguidas pelo nome científico, nomes populares, categoria de uso popular (medicinal, litúrgica e/ou ornamental) e forma de obtenção das plantas (cultivo, feiras livres e extrativismo em Mata Atlântica e/ou áreas ruderais). Para tanto se observou que a calêndula, era conhecida como bonina, usada para cura de feridas e obtidas em feiras livres no município (PIRES et al., 2009).

Alves e Povh (2013) realizaram levantamento para verificar quais as plantas utilizadas na medicina popular pelos membros da comunidade rural de Santa Rita, no município de Ituiutaba em Minas Gerais, a avaliação foi realizada por meio de entrevistas, com um questionário semiestruturado, e posterior coleta das plantas indicadas pelos informantes. A entrevista foi realizada com 47 participantes. Após as entrevistas, as plantas citadas foram localizadas e coletadas. Posteriormente este material foi herborizado e identificado, com auxílio de literatura. Para cada planta citada elaborou-se um registro, contemplando: família, nome científico, nome vulgar, parte utilizada, indicação terapêutica, forma de preparo e categoria da planta, cultivada ou nativa. A calêndula era conhecida vulgarmente como cravo, usada como analgésica e usada como tintura.

Estudo realizado por Souza (2012) verificou os principais medicamentos fitoterápicos e as plantas medicinais usadas na população de um bairro da cidade de João Pessoa na Paraíba, no qual era utilizada para o tratamento de enfermidades nos seus animais de companhia (cães e gatos). Foram entrevistados 100 proprietários de animais domésticos através de questionários referentes à utilização de plantas medicinais para o tratamento de doenças nesses animais. Após análise das entrevistas, constatou-se uma grande diversidade de indicações de plantas medicinais empregadas para tratamento de várias enfermidades em animais de companhia, constatou-se que a calêndula era usada como antiemético no tratamento dos animais.

Almeida et al (2009) realizou um levantamento das plantas utilizadas como

medicinais por moradores de treze bairros da cidade de Viçosa em Minas Gerais, onde foram entrevistadas 650 pessoas, ao final da entrevista obteve-se 48 espécies mais indicadas distribuídas em 30 famílias. Observou-se que a calêndula era utilizada como anti-inflamatória, antisséptica e cicatrizante, onde as folhas e as flores eram usadas em forma de infusão.

2.2 Aspectos botânicos

Conforme demonstrado na Figura 1 a calêndula é uma planta anual que se adapta bem aos solos férteis, úmidos e permeáveis, bem drenados, ricos em matéria orgânica, profundos e permeáveis, a melhor forma de propagação é sementeira direta no campo em linha e em canteiros, que é recomendado para espécies de ciclo curto e porte pequeno como a calêndula. As covas devem estar com 0,40 m de espaçamento entre linhas e de 0,30 m na linha, sendo plantadas três sementes/ cova com profundidade de 2 cm. A sementeira deve ser realizada nos meses de julho a agosto. O espaçamento indicado é de 20 x 30 cm entre plantas (CENTENO et al., 2004).



Figura 1. *Calendula officinalis*.

Fonte: Brasil, 2012.

A adubação equilibrada é fundamental para a obtenção de plantas medicinais mais produtivas, resistentes a pragas e doenças e com maiores teores de fármacos, no caso da calêndula, a adubação nitrogenada é importante para incrementar o desenvolvimento da planta, sendo a sua deficiência caracterizada por redução no crescimento e no tamanho das folhas, diminuindo, portanto, a produção de massas frescas e secas. A calêndula é uma planta sensível à falta de água nos períodos de estiagem, o que acarreta um comprometimento de sua produtividade demandando sistemas de irrigação nas áreas de plantios onde esta situação esteja prevista (BARBOZA et al., 2009).

O desafio das agroindústrias que utilizam a calêndula, assim como outras espécies medicinais, é obter produção organizada na quantidade e qualidade necessárias, com fornecimento regular. Via de regra, no segmento de plantas medicinais, há falta de uma

política pública de desenvolvimento tecnológico a partir de pesquisa participativa que valorize e resgate o conhecimento local e tradicional (BORBA; HARTER-MARQUES; CITADINI-ZANETTE, 2012).

Barboza et al (2009) relatam que a calêndula é pouco exigente em solos, mas necessita de alto teor de matéria orgânica. A adubação recomendada por este autor é de 25 t ha⁻¹ de esterco bovino, 80 a 100 kg ha⁻¹ de N, 44 kg ha⁻¹ de P e 149 kg ha⁻¹ de K.

A calêndula pode ser cultivada durante todo ano, porém, desenvolve-se e produz melhor no inverno, sendo resistente a geadas leves. Pode ser propagada de duas formas: semeada em canteiros e transplantada, ou mesmo em semeadura direta. Tanto fatores externos como temperatura, pluviosidade, vento, solo latitude e altitude, quanto técnicos como forma de plantio, adubação, tratos culturais e época de colheita, interferem na produção de biomassa e teor de princípios ativos das plantas (MONTANARI JÚNIOR et al., 2000).

2.3 Perfil fitoquímico da calêndula

No Brasil, há grande diversidade de plantas, que está relacionada às boas condições climáticas, edáficas (fatores inerentes ao solo) e potencial hídrico. Estes fatores contribuem para a síntese de inúmeros metabólitos secundários com potencial atividade biológica (BORTOLO; MARQUES; PACHECO, 2009).

Estudo fitoquímico realizado com as flores e os receptáculos de calêndula confirmaram a presença de um amplo espectro de compostos químicos, sobretudo das classes dos flavonóides, terpenos e carotenóides. Os triterpenos, sobretudo os monoésteres de faradiol, têm sido relatados como os principais responsáveis pela atividade antiinflamatória da planta (ARAÚJO et al., 2009).

Os constituintes majoritários são saponinas triterpênicas (2-10%) tendo como base o ácido oleanólico (ex. Calendulosídeos) e flavonoides (3-O-Glicosídeos de isoramnetina e quercetina), incluindo astragalina, hiperosídeo, isoquercitrina e rutina. Outros constituintes incluem óleos essenciais, sesquiterpenos (ex. cariofileno) e triterpenos (ex. α - e β - amirinas, lupeol e lupenona) (BORTOLO; MARQUES; PACHECO, 2009).

Usando a técnica de CLAE foram encontrados os seguintes carotenoides: licopeno, luteína, β -caroteno, neoxantina, violaxantina e anteraxantina. Triterpenóides, especialmente os ésteres palmitato de faradiol, miristato de faradiol e laurato de faradiol, são considerados como sendo os princípios ativos em preparações de Calêndula. Foi realizado um estudo para a quantificação destes faradiol-3-O-monoésteres por meio de CLAE de fase reversa, com padronização interna (usando o acetato de lupeol), em diferentes partes da planta, como, flores, discos florais, brácteas e folhas. Os estudos demonstraram que houve uma diferença significativa destes constituintes em diferentes partes da planta (ARAÚJO et al., 2009).

As substâncias químicas majoritárias identificadas por cromatografia gasosa acoplada à espectrometria de massas (CG/MS), foram sesquiterpenos hidrocarbonetos

e álcoois; d-cadineno (12 – 23 %) e a-cadinol (20 a 25%) conforme apresentadas na Figura 2 (MAIA; FURLANI, 1996).

Nº	Substância	Area %	IRR calc.	IRR lit.
1	α -copaeno	0,96	1365	1376
2	α -ionona	1,54	1421	1426
3	α -humuleno	1,18	1444	1454
4	Geranilacetona	1,61	1452	1453
5	γ -muuroloeno	2,27	1472	1477
6	β -ionona	3,25	1484	1485
7	Ledeno	2,30	1488	1493
8	α -muuroloeno	5,62	1497	1499
9	γ -cadineno	8,93	1511	1513
10	δ -cadineno	22,53	1522	1524
11	α -cadineno	0,92	1533	1538
12	α -calacoreno	2,32	1539	1542
13	Óxido de cariofileno	0,52	1547	1581
14	Copaen-4- -ol	0,64	1566	1584
15	b-oplopenona	1,73	1568	1606
16	Viridiflorol	2,25	1585	1590
17	Ledol	1,30	1595	1565
18	1,10-di-epi-Cubenol	0,87	1608	1614
19	1-epi-cubenol	1,60	1621	1627
20	epi α -muurolol	12,87	1639	1641
21	α -cadinol	20,40	1654	1653
22	Cadalenol	0,76	1671	1674

Figura 2. Substâncias químicas identificadas na fração volátil de *C. officinalis*.

Fonte: CITADINI-ZANETTE; NEGRELLE; BORBA, 2012.

Estudos sobre aspectos agrônômicos da calêndula no Brasil são muito escassos, apesar de ser uma alternativa para a rotação de culturas e como fonte de renda para os proprietários de pequenas áreas. Dentre as necessidades primárias de estudo, tem-se a adubação mineral e/ou orgânica, as quais podem contribuir para uma maior produção de biomassa e metabólitos secundários. Em geral, recomenda-se o uso de 20 a 50 t ha⁻¹ de esterco de curral curtido ou composto orgânico ou 25 t ha⁻¹ de esterco de aves (MAIA; FURLANI, 2006).

Estudos fitoquímicos realizados com as flores e os receptáculos de calêndula registram um amplo espectro de compostos químicos, sobretudo flavonóides, carotenóides, polissacarídeos, saponinas triterpênicas, triterpenos, ácidos fenólicos, cumarinas, taninos além de ésteres de ácidos graxos, hidrocarbonetos e ácidos graxos, poliacetilenos, esteróis, sesquiterpenos glicosídeo e um óleo volátil (0,1- 0,2%) muito abundante em sesquiterpenos hidrocarbonetos e alcoóis (BRASIL, 2010).

2.4 Ações terapêuticas

Em relação aos efeitos da matéria orgânica, têm-se verificado que as substâncias húmicas de baixa massa molecular, além de alterarem as propriedades físicas e químicas do solo, podem ser absorvidas pelas plantas. A utilização de palhas para a cobertura do solo, além de proteger as flores do contato direto com solo no caso da

calêndula, pode alterar as propriedades físicas e químicas do solo a longo prazo devido a sua decomposição mais lenta, uma vez que não é incorporada imediatamente ao solo e, geralmente possui altas relações carbono/nutrientes (CANELLAS; OLIVEIRA; FAÇANHA, 2002).

A composição química da planta é a responsável pela ação farmacológica e por este motivo a droga *C. officinalis* deve passar por critérios de identidade e qualidade. Caso as etapas do processo produtivo não sejam realizadas de forma correta, podem gerar alterações na composição química da droga vegetal, interferindo na qualidade final do produto. Por este motivo o cultivo, a colheita, a secagem, moagem, extração e formulação devem ser realizados obedecendo a critérios estabelecidos (BRASIL, 2010).

Revisão de literatura realizada por Maia e Furlani (2006) apresentaram como efeitos terapêuticos da calendula: acne, assaduras, candidíase, cervicite, catapora, caxumba, conjuntivite, dermatites, dores de ouvido, eczemas, feridas, hemorróidas, herpes, inchaço glandular, infecções, inflamações, micoses, psoríase, queimaduras do sol, sarampo, sinusite, úlceras e verrugas.

2.5 Laser de baixa intensidade

A laserterapia de baixa intensidade oferece uma modalidade de terapia médica segura que geralmente é livre de efeitos colaterais. Devido à natureza atérmica do laser, não há destruição de tecidos ou outros danos que habitualmente, são associados aos lasers de alta potência. Depois de mais de 40 anos de uso, nenhum efeito colateral perigoso tem sido registrado. Para tanto, diferentes tipos de lasers têm sido propostos para uso na laserterapia, fornecendo energia de modo pulsado ou contínuo e tendo comprimentos de ondas no espectro visível e invisível (PROCKT; TAKAHASHI; PAGNONCELLI, 2008).

Os lasers de baixa intensidade representam uma fototerapia atérmica que emite uma energia caracterizada pela monocromaticidade, coerência e direcionalidade produzindo efeitos terapêuticos. As particularidades do laser, como o comprimento de onda, o modo de feixe contínuo ou pulsátil, a densidade de força, a densidade de energia, o pulso e a frequência e duração da exposição, precisam ser consideradas quando se avaliam os efeitos produzidos por esta terapia, uma vez que os efeitos são dose-dependentes até atingir o ponto de inibição, de acordo com a lei de Arndt Schultz (COELHO et al., 2014).

O mecanismo de fotobiomodulação do laser tem sido atribuído à ativação dos componentes da cadeia respiratória mitocondrial resultando em uma cascata de sinalização que promove a proliferação celular e a citoproteção. As evidências sugerem que o citocromo c-oxidase (complexo 4) seja o principal fotobiomodulador (PROCKT; TAKAHASHI; PAGNONCELLI, 2008).

2.6 Estudos sobre *C. officinalis* e laser de baixa intensidade

Estudo piloto prospectivo, descritivo foi realizado na unidade de dermatologia ambulatorial em um hospital brasileiro para avaliar os benefícios clínicos da utilização de *Calendula officinalis*, seus resultados sugeriram que esse extrato é seguro e que sua aplicação apresentou efeito benéfico levando à cura úlceras em pé diabético (BUZZI; FREITAS; WINTER, 2016).

Aro et al. (2015) afirmaram que, nos últimos anos, a comunidade científica tem realizado pesquisas de extratos de plantas, em busca de compostos com atividades farmacológicas, dentre eles o de *Calendula officinalis* conhecido por ter ação antioxidante, anti-inflamatória, anti-bacteriana, e propriedades cicatriciais. Em seu estudo, realizado com a aplicação de *Calendula officinalis* após a transecção do tendão de Aquiles de ratos, foi possível identificar o aumento nas concentrações de colágeno e proteínas não colagenosas, bem como início precoce da organização do colágeno na área da lesão.

Estudo realizado por Carvalho et al., (2016) apresentou resultados promissores obtidos nos grupos de pacientes submetidos ao tratamento com ácidos graxos essenciais (AGE), à laserterapia de baixa intensidade (LBI) isolada e associada ao AGE com elevado percentual de regressão nos tamanhos das úlceras, permite afirmar que esses protocolos terapêuticos constituem estratégias promissoras no reparo tecidual. Cabe ressaltar que as lesões tratadas, algumas delas, obteve o fechamento total da úlcera, bem como um ótimo percentual de regressão nos demais casos.

3 | CONCLUSÃO

As propriedades terapêuticas da calêndula podem prevenir ou tratar a diversos problemas de saúde devido aos seus efeitos antitumorigênicos, antimicrobianos, analgésicos e anti-inflamatórios, isso porque suas propriedades antioxidantes são semelhante à dos polifenóis e flavonoides, tais agentes possuem diversos antioxidantes endógenos que atuam como importante papel na proteção contra o estresse oxidativo, isso ocorre devido aos altos teores de flavonoides, compostos fenólicos e fotoquímicos que podem minimizar a atividade de radicais livres induzidos pela terapia antineoplásica.

Dessa forma, quando associados ao laser de baixa intensidade provocam inúmeros efeitos benéficos à saúde humana. Benefícios terapêuticos que melhoram a qualidade de vida do paciente e garantem uma terapia coadjuvante a inúmeros distúrbios.

Apesar da utilização de padrões diversos na aplicação do uso do laser e da calêndula, os estudos analisados confirmaram os benefícios do laser e da calêndula, tornando-os excelentes indicações não farmacológica para pacientes com diversos tipos de distúrbios. No entanto, é necessária uma padronização na utilização do laser e da calêndula para aplicações terapêuticas, para tanto, são necessários estudos

clínicos que possibilitem um detalhamento do funcionamento da técnica.

REFERÊNCIAS

ALMEIDA, N. F. L. et al. Levantamento etnobotânico de plantas medicinais na cidade de Viçosa . MG. **Rev. Bras Farm**, v. 90, n. 04, p. 316-320, 2009.

ALVES, G. S. P.; POVH, J. A. Estudo etnobotânico de plantas medicinais na comunidade de Santa Rita, Ituiutaba – MG. **Rev Biot**, v. 26, n.03, p. 231-242, 2013.

ARAÚJO, C. B. O.; et al. Uso de adubação orgânica e cobertura morta na cultura da Calêndula. **Rev Bras Plantas Med.**, v. 11, n. 2, p. 117-123, 2009.

Aro, A. A. A. et al. Effect of Calendula officinalis cream on achilles tendon healing. **Anat Rec (Hoboken)**. v. 298, n. 2, p. 428-435, 2015.

BARBOZA, V. C. et al. Produção de biomassa de *Calendula officinalis* L. adubada com fósforo e cama-de-frango. **Ciênc. Agrotec.**, v. 33, n. 2, p. 478-483, 2009.

BORBA, E. T.; HARTE-MARQUES, B.; CITADINI-ZANETTE, V. Produção orgânica de calêndula: um estudo de caso. **Cienc. Rural**, v. 42, n.11, p. 12-23, 2012.

BORTOLO, D. P. G.; MARQUES, P. A. A.; PACHECO, A. C. Teor e rendimentos de flavonoides em Calêndula. (*Calendula officinalis* L.) cultivada com diferentes laminas de irrigação. **Rev Bras Plantas Med.**, v. 11, n. 4, p. 435-441, 2009.

BRASIL. **Resolução RDC nº 10**, de 9 de março de 2010. Dispõe sobre a notificação de drogas vegetais junto a Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) e dá outras providências. [Acesso em: 2013 mar. 10] Diário Oficial da União de 10 de março de 2010.

BRASIL. Ministerio da Ciência e Tecnologia. **Uso das plantas medicinais para fins terapêuticos**. Departamento de Farmácia. Brasília, 2012.

BUZZI, M.; FREITAS, F. D.; WINTER, M. B. Pressure ulcer healing with Plenusdermax® Calendula officinalis L. extract. **Rev Bras Enferm.**, v. 69, n. 2, p. 250-257, 2015

CANELLAS, L. P.; OLIVEIRA, F. L.; FAÇANHA, A. R. Humic acids isolated from earthworm compost enhance root elongation, lateral root emergence, and plasma membrane H⁺ - ATPase activity in maize roots. **Plant Physiology**, v.130, p.1951-7, 2002.

CARVALHO, A. F. M. et al. Terapia a laser de baixa intensidade e Calendula officinalis no reparo de úlcera em pé diabético. **Rev Esc Enferm USP**, v. 50, n. 4, p. 628-634, 2016.

CENTENO, L. M. M. Plantas medicinales españolas *Calendula officinalis* L. (Asteraceae). **Medicina Naturista**, n. 5, p. 257-261, 2004.

COELHO, P. A. B. et al. Diagnosis and management of herpes zoster by the family and community physician. **Rev. Bras. Med. Fam. Comunidade**, v. 9, n. 32, p. 279-285, 2014.

MACIEL, M.A.M.; PINTO, A.A; VEIGA, V.F.J. Plantas Medicinais: A necessidade de estudos multidisciplinares. **Química nova**, n.25, n.5, p.429-438, 2002.

MAIA, N. B.; FURLANI, A. M. C. **Especiarias, aromáticas e medicinais**. In: RAIJ, B. et al. Recomendações de adubação e calagem para o estado de São Paulo. Campinas: IAC, 1996. p.73-90. Boletim Técnico nº 100.

MONTANARI JÚNIOR, N. A. **Aspectos do cultivo comercial de calêndula**. Campinas: Centro Pluridisciplinar de Pesquisas Químicas e Biológica. Universidade Estadual de Campinas, 2000. 38p.

PIRES, M. V. et al. Etnobotânica de terreiros de candomblé nos municípios de Ilhéus e Itabuna, Bahia, Brasil. **Rev Bras Bioci**, v. 7, n. 1, p. 3-8, 2009.

PROCKT, A. P.; TAKAHASHI, A.; PAGNONCELLI, R. M. Uso de Terapia com Laser de Baixa Intensidade na Cirurgia Bucomaxilofacial. **Rev. Port. Estomatol. Cir. Maxilofac.** v. 49, n. 4, p. 247-55, 2008.

SOUZA, A. E. F. et al. Etnobotânica: importância do conhecimento popular nas indicações de plantas medicinais para tratamento de enfermidades de animais de companhia. **Rev Bio Farm**, v. 07, n.02, p. 66-73, 2012.

LECTINA LIGANTE DE MANOSE (MBL): ASPECTOS BIOQUÍMICOS E FUNCIONAIS

Carmem Gabriela Gomes de Figueiredo

Universidade Federal da Paraíba, Escola Técnica de Saúde, João Pessoa-PB

Luciane Alves Coutinho

Universidade Federal da Paraíba, Escola Técnica de Saúde, João Pessoa-PB

Marizilda Barbosa da Silva

Universidade Federal da Paraíba, Escola Técnica de Saúde, João Pessoa-PB

Maria Soraya Pereira Franco Adriano

Universidade Federal da Paraíba, Escola Técnica de Saúde, João Pessoa-PB

Claudenice Rodrigues do Nascimento

Universidade Federal da Paraíba, Escola Técnica de Saúde, João Pessoa-PB

RESUMO: A lectina ligante de manose (MBL) é uma proteína do sistema imune inato, que desempenha diversas funções como opsonização, ativação do sistema complemento, remoção de células apoptóticas e modulação da resposta inflamatória por meio de interação com células produtoras de citocinas. Pessoas com a deficiência desta lectina, possuem baixos níveis séricos. Entretanto, ainda é controverso se esta deficiência torna os indivíduos afetados mais propensos a infecções ou não. Sendo a MBL um componente do sistema imune e exercendo uma variedade de funções no que diz respeito aos mecanismos de defesa, torna-

se importante discutir os trabalhos que vem explorando seu envolvimento na patogênese de doenças, primeiro para compreender seu envolvimento nas doenças sendo um fator de proteção ou não bem como para explorar esta molécula como alvo terapêutico. Portanto, este trabalho fornece uma visão detalhada dos aspectos bioquímicos e funcionais da MBL bem como a correlação da deficiência desta lectina com algumas doenças.

PALAVRAS-CHAVE: Lectina de ligação a manose; Sistema imune; MBL

ABSTRACT: The Mannose binding lectin (MBL) is a protein of the innate immune system, which performs various functions as opsonization, activation of the complement system, removal of apoptotic cells and modulation of the inflammatory response through interaction with cells cytokine production. People with disabilities this lectin, have low serum levels. However, it is still controversial whether this deficiency makes the affected individuals more prone to infection or not. Being the MBL a component of the immune system and a variety of functions with regard to defense mechanisms, it is important to discuss the work that has been exploring your involvement in the pathogenesis of disease, first to understand your involvement in diseases being a protective factor or not as well as to explore this molecule as a therapeutic target.

Therefore, this paper provides a detailed overview of the biochemical and functional aspects of the MBL as well as the correlation of this lectin deficiency with some diseases.

KEYWORDS: Mannose Binding Lectin; Immune System; MBL

1 | INTRODUÇÃO

A lectina ligante de manose (MBL) é uma proteína do sistema imune inato, que desempenha diversas funções como opsonização, ativação do sistema complemento, remoção de células apoptóticas e modulação da resposta inflamatória por meio de interação com células produtoras de citocinas.

No contexto da opsonização a MBL desempenha importante papel fisiológico na função de molécula padrão de reconhecimento de estruturas associadas a patógenos ligando-se a estes e facilitando a sua fagocitose o que ativa o macrófago e leva à maior eliminação do vírus atuando desta forma como opsonina. A ativação do sistema complemento se dá pela via das lectinas por meio da interação com serino proteases associadas à MBL (MASPs ou Mannose Associated Serino Protease).

A remoção de células apoptóticas e necrosadas contribui no controle do auto estímulo evitando a quebra da tolerância contra o próprio organismo e, portanto, o controle na produção de autoanticorpos. A modulação da resposta inflamatória mostrou ser dependente da concentração sérica da MBL, com valores mais baixos da proteína levando a uma produção de citocinas pró-inflamatórias pelos fagócitos enquanto que níveis normais ou aumentados levam a uma produção compensatória de citocinas anti-inflamatórias.

É uma proteína que é sintetizada principalmente pelo fígado e que tem seus níveis alterados principalmente por polimorfismos genéticos no gene que a codifica, o MBL2. Pessoas com a deficiência desta lectina, possuem baixos níveis séricos. Entretanto, ainda é controverso se esta deficiência torna os indivíduos afetados mais propensos a infecções ou não.

Sendo a MBL um componente do sistema imune e exercendo uma variedade de funções no que diz respeito aos mecanismos de defesa, torna-se importante discutir os trabalhos que vem explorando seu envolvimento na patogênese de doenças, primeiro para compreender seu envolvimento nas doenças sendo um fator de proteção ou não bem como para explorar esta molécula como alvo terapêutico. Portanto, este trabalho fornece uma visão detalhada dos aspectos bioquímicos e funcionais da MBL bem como correlação da deficiência desta lectina com algumas doenças.

2 | IMUNIDADE: ASPECTOS GERAIS

A imunidade inata é a linha de defesa inicial, que protege o hospedeiro de patógenos invasores e de componentes próprios alterados em decorrência de diversas

causas, como a infecção. É representada por barreiras físicas, químicas e biológicas, células especializadas e moléculas solúveis, presentes em todos os indivíduos, independentemente de contato prévio com imunógenos ou patógenos, e não se altera qualitativa ou quantitativamente após o contato. A proteção imune inata bem-sucedida requer uma rede orquestrada de fatores celulares e humorais, que reconhecem e eliminam os patógenos (ABBAS; LICHTMAN; POBER, 2003).

As células e moléculas efetoras deste sistema incluem respectivamente as células imunes inatas, tais como macrófagos, neutrófilos, células dendríticas e células Natural *Killer* e as proteínas solúveis, tais como citocinas, quimiocinas, proteínas do sistema complemento, fatores da coagulação, e receptores solúveis de reconhecimento de padrão (RRP) (TAKAHASHI, 2011). Além disso, o sistema imune inato também é capaz de ativar as respostas imunes adaptativas apropriadas (PASARE; MEDZHITOV, 2004).

Os principais mecanismos efetores desse sistema incluem fagocitose, liberação de mediadores inflamatórios, ativação de proteínas do sistema complemento, síntese de proteínas de fase aguda, citocinas e quimiocinas. Esses mecanismos são ativados por estímulos específicos, representados por estruturas moleculares de ocorrência ubíqua em micro-organismos, mas que não ocorrem na espécie humana (TAKAHASHI, 2011).

Moléculas tais como lipopolissacarídeos, resíduos de manose e ácidos teicóicos, comumente encontradas na superfície de patógenos, constituem Padrões Moleculares Associados a Patógenos ou *Pathogen Associated Molecular Patterns* (PAMPs) e ativam a resposta imune inata por interação com diferentes receptores conhecidos como RRP dos quais a MBL faz parte. Alguns RRP estão ancorados na superfície da célula, como o *Toll Like Receptor* e o receptor do tipo *Scavenger*, e outros são solúveis, como é o caso da MBL. Outros receptores presentes em fagócitos, com importante papel na resposta imune, são aqueles para frações do complemento, citocinas, interleucinas e imunoglobulinas (Ig) (tipo FcγR) (ABBAS; LICHTMAN; POBER, 2003).

A resposta imune adquirida depende da ativação de suas células especializadas, os linfócitos, e das moléculas solúveis por eles produzidas, os anticorpos e as citocinas. As principais características da resposta adquirida são: especificidade e diversidade de reconhecimento, memória, resposta específica, autolimitação e tolerância a componentes do próprio organismo. Embora as principais células envolvidas na resposta imune adquirida sejam os linfócitos, as células apresentadoras de antígenos desempenham papel fundamental em sua ativação, apresentando antígenos associados a moléculas do complexo de histocompatibilidade principal para os linfócitos T (DELVES; ROITT, 2000).

Os linfócitos são divididos em B e T. os linfócitos B produzem os anticorpos que irão atuar contra os patógenos extracelulares. Os linfócitos T são subdivididos em duas populações, TCD4⁺ (ou Th – *T Helper*) e TCD8⁺. As células TCD4⁺ ou Th são ainda subdivididas em duas populações, Th1 e Th2. Quando uma célula Th0 ou virgem

é exposta a interleucina 4 (IL-4) ela se diferencia para Th2, já quando a célula Th0 é exposta a interleucina 12 (IL-12), haverá diferenciação para Th1 (ABBAS; LICHTMAN; POBER, 2003).

O que determinará a citocina produzida, se IL-4 ou IL-12, dependerá do antígeno, que por sua vez, induzirá o macrófago a ter um determinado tipo de resposta que levará à produção de uma destas citocinas. A principal função das duas subpopulações de Th é a produção de citocinas. As células Th1 produzem um perfil de citocinas próinflamatórias para destruir os patógenos intracelulares. Já as células Th2 têm como alvo patógenos extracelulares. As células Th1 e Th2 influenciam-se mutuamente e de forma antagônica (ESPADA-MURAO; MORITA, 2011).

Quando um agente estranho ao corpo é detectado pelo sistema imune, este irá ser ativado e atuará no sentido de remover a ameaça. Porém, para que a homeostase seja mantida, são necessários mecanismos paralelos que impeçam uma ativação demasiada afim de que não haja dano ao hospedeiro, sendo desta forma mantido o equilíbrio entre proteção e dano. Um importante mecanismo de regulação é feito pelas citocinas anti-inflamatórias, como a IL-10 que possui um papel crucial na prevenção de patologias inflamatórias e autoimunes. Esta citocina é produzida por varias células do sistema inato e adquirido, incluindo as células Th2 e T regulatórias (MOORE et al., 2001; HAWRYLOWICZ; O’GARRA, 2005; O’GARRA et al., 2008; SARAIVA; O’GARRA, 2010).

3 | ASPECTOS BIOQUÍMICOS DA LECTINA LIGANTE DE MANOSE (MBL)

A MBL é um receptor padrão de reconhecimento de patógenos, que pertence à família das colectinas cujos membros apresentam domínios semelhantes ao colágeno (que é capaz de ativar o sistema complemento e promover a fagocitose) e domínios de lectina (HOLMSKOV; THIEL; JENSENIUS, 2003). É uma colectina solúvel tipo C (Ca⁺⁺ dependente), em que o cálcio contribui para a manutenção estrutural do domínio de ligação a carboidrato que é essencial para assegurar sua atividade biológica. É uma proteína sintetizada principalmente no fígado, sendo uma glicoproteína plasmática não enzimática, do tipo não imunoglobulina, de fase aguda que combate infecções (FUCHS et al., 2010).

A unidade estrutural básica da molécula da MBL é o monômero formado por três cadeias polipeptídicas homólogas de 32 kD (Kilodáltons) cada. Cada cadeia polipeptídica é composta por uma região N-terminal rica em cisteína, uma região semelhante ao colágeno, uma região hidrofóbica chamada de pescoço alfa-helicoidal e um domínio de reconhecimento de carboidratos (DRC) (TURNER, 2003).

As três cadeias interagem através de suas regiões colagenosas formando uma tripla hélice (TURNER, 2003). O trímero é estabilizado por interações hidrofóbicas e pontes dissulfeto entre as regiões N-terminais ricas em cisteína de cada cadeia

(HOLMSKOV; THIEL; JENSENIUS, 2003) as quais se associam em oligômeros de duas a seis subunidades (hexâmeros) formando uma estrutura quaternária com a aparência de um “buquê de tulipas” (Figura 1).

A região hidrofóbica de cada cadeia polipeptídica adota uma forma espiralada e os domínios de reconhecimento de carboidratos apresentam características de proteínas globulares. A estrutura tridimensional da MBL é similar à do componente C1q do sistema complemento (HOLMSKOV; THIEL; JENSENIUS, 2003). No soro, observa-se uma variedade de estruturas oligoméricas (dímeros, trímeros, tetrâmeros, pentâmeros e hexâmeros), sendo que os oligômeros de maior peso molecular parecem desempenhar um papel biológico mais eficiente (IP et al., 2009). Em coelhos e humanos a MBL apresenta-se principalmente sob a forma de trímeros, tetrâmeros e pentâmeros (TURNER, 1996).

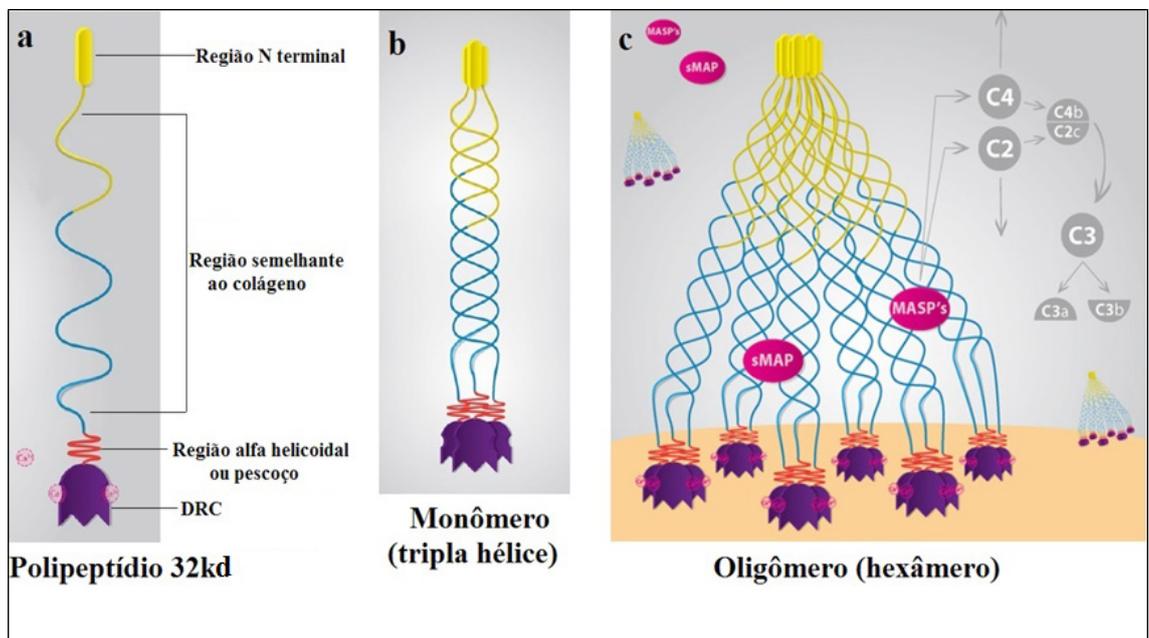


Figura 1. **Estrutura da MBL.** A. O polipeptídeo é constituído por quatro domínios, incluindo uma região N-terminal rico em cisteína, uma região semelhante ao colágeno, uma região de alfa-hélice denominada pescoço e um domínio de reconhecimento de carboidratos, o DRC. B. Três cadeias polipeptídicas formam o monômero da MBL. C. Através da oligomerização chega-se às formas funcionais da molécula. O hexâmero mostrado interage com as serino-proteases no processo de ativação do sistema complemento.

Fonte: GARRED et al., 2006.

A região N-terminal rica em cisteína possui 21 aminoácidos e está envolvida na oligomerização da molécula pela formação de pontes dissulfeto intra e inter cadeia que estabilizam a molécula. A região semelhante ao colágeno contém 50 aminoácidos e consiste de vinte repetições *em tandem* do motivo Glicina-Xaa-Yaa (exceto a repetição 8 que consiste somente de glicina-glutamina) responsável pela longa haste da molécula, onde X e Y podem ser quaisquer aminoácidos. Esta região é a que interage com os fagócitos e com as MASPs (WALLIS et al., 2004).

O domínio alfa-helicoidal hidrofóbico composto por 30 aminoácidos, também chamado de pescoço, é responsável pela inicialização da oligomerização. A região C

terminal que contém o DRC é formada por 188 aminoácidos e é a que reconhece os resíduos de açúcar (GARRED et al., 2006).

Por meio do seu DRC, a MBL reconhece os padrões moleculares que estão presentes em bactérias, vírus e protozoários ou epítomos expostos em células apoptóticas e em células e tecidos lesionados (TAKAHASHI; EZEKOWITZ, 2005; TAKAHASHI et al., 2006), além de fosfolípidios, com alta afinidade para fosfatidilinositol e fosfatidilcolina (KILPATRICK, 1998) e ácidos nucleicos (PALANIYAR; NADESALINGAM; CLARK, 2004). Estes padrões moleculares incluem os resíduos de açúcar de D-manose, L-fucose e N-acetil-glicosamina. O arranjo repetitivo ou os padrões de açúcares encontrados na superfície dos micro-organismos constituem alvos para a ligação da MBL (TAKAHASHI; EZEKOWITZ, 2005; TAKAHASHI et al., 2006; FRASER; TENNER, 2008).

Estudos mostram que aminoácidos altamente conservados nas alças peptídicas externas dos DRCs formam pontes coordenadas com cálcio e os grupos hidroxilas 3 e 4 nos resíduos de açúcares aos quais a MBL se liga. A distância entre os três domínios lectina é cerca de 45\AA , o que torna inviável a ligação a uma molécula simples de manose e favorece tal interação com padrões repetitivos de açúcares (WEIS; DRICKAMER, 1994). Embora a afinidade de cada interação lectina-açúcar seja de apenas 10^{-3}M , a oligomerização da MBL permite uma ávida ligação aos carboidratos, dada pela presença de múltiplos sítios que se ligam simultaneamente. Formas de MBL com menor grau de oligomerização ligam-se menos avidamente aos açúcares, além de apresentarem falhas na ativação do complemento (CHEN; WALLIS, 2001).

Já que pode ligar-se a vários açúcares, a MBL atua efetivamente como um anticorpo universal. Muitos destes açúcares não estão normalmente expostos em superfícies celulares de mamíferos em padrões reconhecíveis pelos DRCs dos multímeros de MBL, o que dificulta a interação com estruturas próprias pela MBL e favorece a interação mais apropriada com superfícies celulares microbianas (TURNER, 1996).

A MBL é sintetizada principalmente pelos hepatócitos, porém estudos em camundongos demonstraram que esta proteína também pode ser sintetizada em outros órgãos como: cérebro, baço, rins e coração (DUMESTRE-PERARD et al., 2002).

MBL é considerada uma proteína de fase aguda, seus níveis aumentam durante uma inflamação cerca de 1,5 a 3 vezes (PETERSEN; THIEL; JENSENIUS, 2001). Sua concentração sérica considerada normal varia bastante indo de 100ng/mL a 10.000ng/mL (TURNER; HAMVAS, 2000) e essa variação depende em grande parte de fatores genéticos, principalmente SNPs do gene que codifica a MBL. Porém, valores abaixo de 100ng/mL , já caracterizam deficiência de MBL (GARRED et al., 2006; VASCONCELOS et al., 2011).

4 | ASPECTOS FUNCIONAIS DA MBL E CORRELAÇÃO COM DOENÇAS

Com múltiplos DRCs em sua estrutura, a MBL é capaz de ligar-se a grupamentos de açúcares dispostos na superfície de uma grande variedade de micro-organismos. A MBL promove opsonização e fagocitose, independentes de ativação do complemento. Suas estruturas semelhantes ao colágeno são ligantes para receptores de colectinas presentes nos fagócitos, atuando diretamente como opsonina e ativando a fagocitose (HOLMSKOV et al., 1994; DOMMETT; KLEIN; TURNER, 2006; WANG et al., 2011).

Embora o mecanismo desta função não tenha sido exatamente elucidado, presume-se que há a interação com receptores específicos para colectinas como cC1qR/calreticulina (MALHOTRA et al., 1990), C1qRp (TENNER; ROBINSON; EZEKOWITZ, 1995) e CR1 (KLICKSTEIN et al., 1997; GHIRAN et al., 2000), expressos na superfície de células fagocíticas. Entretanto, é possível que a MBL esteja meramente favorecendo a fagocitose pelo reconhecimento de anticorpos e complemento pelos fagócitos (CARVALHO et al., 2007).

A ativação do sistema complemento é propriedade dos oligômeros de MBL de alto peso molecular sendo a eficiência da ativação do complemento correlacionada com o grau de oligomerização da proteína (KILPATRICK, 2002). A ativação do sistema complemento mediada por MBL representa a terceira via de ativação do complemento (via das lectinas), que é distinta das outras duas vias, a clássica e a alternativa (TURNER, 2003).

A família de serino proteases associadas à MBL é constituída pelas MASP-1, MASP-2 e MASP-3 (MATSUSHITA; FUJITA, 1992; THIEL et al., 1997; DAHL et al., 2001), que juntamente com a forma truncada da versão da MASP-2, gera a MAp19 (STOVER et al., 1999; TAKAHASHI et al., 1999) que pode estar associada à MBL. No entanto, várias evidências sugerem que a MASP-2 é a proteína mais importante na ativação do complemento (THIEL et al., 1997). Cerca de 5 a 10% da MASP-1, MASP-2 e sMAP estão complexadas com a MBL no soro (THIEL et al., 2000). A interação da lectina com as serino proteases se dá pelo domínio semelhante ao colágeno da MBL (IP et al., 2004; SELANDER et al., 2006).

Ao se ligar aos resíduos de carboidratos expressos superfície de um determinado patógeno por meio de seu DRC de uma maneira Ca^{++} dependente, a MBL sofre mudança conformacional ativando as MASPs. Após a ligação da MBL, ocorre ativação da MASP-2, que expressa uma atividade enzimática idêntica a C1 esterase, a qual realiza a clivagem sequencial dos componentes C2 e C4 do complemento (MOLLER-KRISTENSEN et al., 2007). O fragmento gerado C4b liga-se covalentemente à superfície do patógeno e interage, subsequentemente, com o componente C2a. O complexo formado C4b2a expressa atividade enzimática da C3 convertase, a qual é diferente da C3 convertase das duas outras vias de ativação do complemento. Assim, ocorre a liberação do fragmento opsônico C3b, que leva à amplificação da cascata do sistema complemento. Essa importante função explica o motivo da deficiência de MBL

ter sido primeiramente identificada em associação com a deficiência na opsonização de agentes patogênicos em crianças com repetidas infecções (TURNER, 2003). Ao final da cascata será formado o completo de ataque à membrana C5C9 que levará à lise do micro-organismo.

Sabe-se também que a MBL exerce influência na modulação da resposta inflamatória (TAKAHASHI et al., 2006), estimulando a liberação de citocinas por monócitos de maneira dose-dependente (JACK et al, 2001; KILPATRICK, 2002b). Dados experimentais estão provando que o efeito da MBL na produção de citocinas é dependente de suas concentrações. Em um modelo *ex vivo*, a adição de MBL no sangue de doadores deficientes desta lectina influenciou a produção de citocinas inflamatórias tais como o TNF- α , IL-1 e IL-6 derivadas dos monócitos. A adição de concentrações elevadas de MBL (> 6 ug/mL) reduziu profundamente a produção das citocinas inflamatórias dos monócitos em resposta a *Neisseria meningitidis*, enquanto que concentrações mais baixas de MBL aumentaram a produção de IL-6 e IL-1 β e TNF- α (JACK et al., 2001).

Existe um equilíbrio entre o padrão de produção de citocinas pró- inflamatórias em resposta a um estímulo inicial e uma resposta compensatória anti-inflamatória com o aumento na concentração da MBL. A supressão de citocinas pró-inflamatórias provavelmente estaria ocorrendo devido a MBL estimular a produção de citocinas anti-inflamatórias, como a IL-10 (SPRONG et al., 2004).

Nadesalingam e colaboradores (2005) estimularam monócitos humanos com antígeno peptidoglicano (PGN) (principal componente da parede celular de bactérias Gram positivas) e encontraram que havia um aumento da produção de citocinas pró-inflamatórias em resposta ao PGN. Quando era adicionada MBL humana (nativa ou recombinante), esta se ligou por meio do seu DRC aos resíduos de açúcares presentes no PGN, e causou inibição da produção das citocinas pró-inflamatórias induzidas pelo PGN enquanto aumentou a produção de quimiocinas pelos macrófagos. Estes resultados, segundo os autores, sugerem que a MBL pode diminuir a inflamação mediada por macrófagos na medida em que leva a um aumento no recrutamento de fagócitos.

Fraser e colaboradores (2006) incubaram monócitos com C1q ou MBL e em seguida adicionaram lipopolissacarídeo (LPS). Em seguida, acrescentaram eritrócitos de carneiro revestidos com IgG. Avaliaram assim a fagocitose destes monócitos e viram que estava aumentada devido à atuação da MBL e de C1q como opsoninas. Além disso, extraíram o RNA mensageiro (mRNA) destes monócitos 2 horas após a incubação com LPS e viram que as lectinas suprimiram a produção de citocinas pró-inflamatórias e aumento da produção de citocina anti-inflamatória, uma vez que os níveis de mRNA de IL-1 α e IL-1 β estavam reduzidos e os de IL-10 estavam aumentados em comparação ao grupo controle.

Trabalhos demonstraram que a MBL atua no reconhecimento e remoção de células apoptóticas T e neutrófilos polimorfonucleares por meio de seu DRC evitando

desta forma o desenvolvimento de autoimunidade, uma vez que componentes intracelulares liberados pela desintegração celular durante o processo da apoptose, poderiam levar à quebra de tolerância (NAUTA et al., 2003a; NAUTA et al., 2003b). Neste processo ocorre a ligação da região colagenosa da MBL ao complexo calreticulina/CD-91(receptor de α 2-macroglobulina) na superfície dos fagócitos que estimula a ingestão das células apoptóticas por macropinocitose (TURNER, 2003; PAGH et al., 2008). Para que a fagocitose aconteça é necessário não só que a MBL se ligue às células apoptóticas, mas também que a lectina seja reconhecida pelo fagócito através do complexo calreticulina/CD91. A figura 2 resume as principais funções da MBL (TURNER, 2003; PAGH et al., 2008).

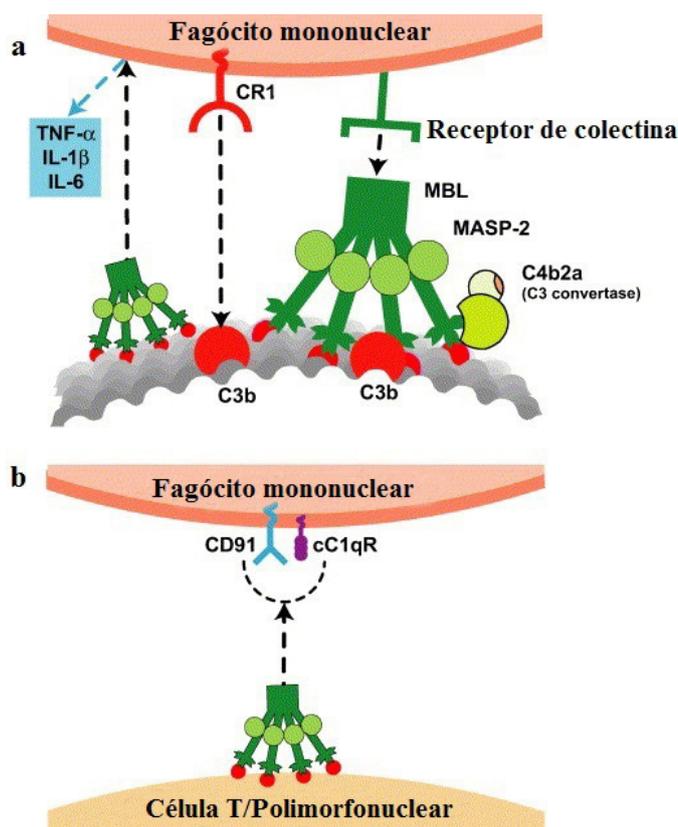


Figura 2. **Funções da MBL.** (a) MBL ligada a superfícies microbianas é capaz de promover opsonofagocitose por dois mecanismos. O mais importante é provavelmente a ativação do sistema do complemento pela via das lectinas. Este é mediado pela MASP-2 e conduz à criação da C3 convertase(C4b2a) que cliva C3 e gera múltiplos fragmentos C3b que se ligam covalentemente à superfície do organismo. Tais fragmentos são reconhecidos pelo receptor de CR1 (CD35) do fagócito. A MBL também é capaz de promover a inflamação através da modulação da liberação de citocinas a partir de monócitos de maneira dose-dependente. (b) Um papel para a MBL em apoptose também foi proposto (OGDEN et al., 2001). A colectina foi mostrada por se ligar às células T apoptóticas e neutrófilos polimorfonucleares através dos DRCs. A subsequente captação por fagócitos mononucleares requer reconhecimento da região colagenosa por cC1qR (calreticulina) em associação com CD91 (o receptor α 2-macroglobulina).

Fonte: TURNER, 2003 com adaptações.

Várias pesquisas têm relatado a relação do sistema complemento, particularmente da MBL, com a cascata da coagulação. Segundo Takahashi e colaboradores (2011) a MBL e as MASPs 1/3 juntas podem mediar atividades semelhantes à de fatores

de coagulação, incluindo atividades semelhantes à trombina (Figura 3). Seu estudo em camundongos com deficiência de MBL demonstrou, pela primeira vez, evidências *in vivo* de que as moléculas MBL e MASP 1/3 estão envolvidas com a hemostasia seguida de injúria. Camundongos geneticamente nulos de MBL e MASP tiveram tempo de sangramento prolongado após laceração da cauda. O envolvimento da MBL na apresentação deste fenótipo foi confirmado, uma vez que a reposição de MBL exógena nestes animais reduziu o tempo de sangramento ficando próximo ao dos animais sem a alteração genética. O fluxo sanguíneo foi cessado após quinze minutos nos animais normais, enquanto que nos animais nulos de MBL continuou fluindo mesmo após trinta minutos (TAKAHASHI et al., 2011). Estes resultados ratificam relatos anteriores baseados em estudos *in vitro* usando MASPs recombinantes, os quais mostraram que as MASPs junto com MBL ativam a coagulação por meio de atividade semelhante à trombina que catalisa a formação do coágulo de fibrina (GULLA et al., 2010; ENDO et al., 2010).

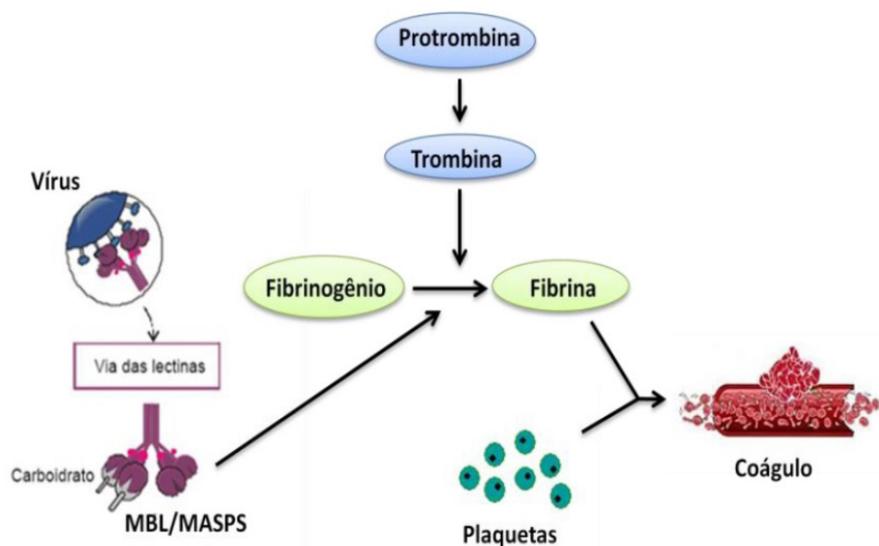


Figura 3. **Atividade semelhante à trombina do complexo MBL-MASPs.** Diagrama atualizado da conversão de fibrinogênio à fibrina demonstrando o papel dos complexos MBL-MASPs na coagulação.

Fonte: TAKAHASHI et al., 2011 com adaptações.

Um delicado equilíbrio entre a atividade pró-coagulante e anticoagulante mantém a fluidez do sangue. O rompimento deste equilíbrio leva a coagulopatias, incluindo Coagulação Intravascular Disseminada (CID), condição na qual ocorre simultaneamente coagulação e sangramento, uma situação associada com falhas orgânicas múltiplas, mau prognóstico, alta mortalidade, sendo tipicamente diagnosticada por Tempo de Tromboplastina Parcial Ativada (TTPa) e Tempo de Protrombina com Atividade Enzimática (TPAE) aumentados. Uma das causas de CID é a septicemia (DHAINAUT et al., 2005). Usando camundongos deficientes de MBL e com bacteremia por *S. aureus*, Takahashi e colaboradores (2011) relataram um TTPa alterado quando a contagem de bactérias foi similar a dos animais selvagens para MBL. Os autores sugeriram que

a deficiência da proteína foi associada com o desenvolvimento de CID durante a fase inicial da bacteremia por *S. aureus* e que esta deficiência pode ser um fator de risco para desenvolvimento de CID durante uma infecção.

Em 1989, Super e colaboradores observaram que a deficiência de MBL no soro de humanos era a base para o defeito na opsonização de micro-organismos. Dois anos depois, Turner e colaboradores (1991) demonstraram que baixas concentrações da proteína estavam associadas a infecções recorrentes na infância. A partir daí uma grande variedade de doenças tem sido associada às variantes alélicas do éxon 1 que são associadas a baixos níveis séricos da proteína, tais como a suscetibilidade aumentada para infecções bacterianas e virais (EISEN; MICHINTON, 2003; FIGUEIREDO et al., 2016), para a aterosclerose (VENGEN et al., 2012), para tumores (FISCH et al., 2011), para abortos espontâneos (CHRISTIANSEN et al., 2009) e para desenvolvimento de autoimunidade (TSUTSUMI; TAKAHASHI; SUMIDA, 2005). Neste contexto, Dahl e colaboradores (2004) ressaltaram aspectos de morbidade e mortalidade associados à deficiência de MBL.

Por outro lado, tem-se demonstrado também que as mesmas variantes alélicas do éxon 1 que estão associadas a baixos níveis séricos da proteína tem sido associadas com proteção para infecções por organismos intracelulares como a leishmaniose visceral (ALONSO, 2007), a tuberculose (SØBORG et al., 2003) e lepra (DE MESSIAS-REASON et al., 2007) que utilizam a opsonização por C3 e seu receptor (CR1) para entrar na célula do hospedeiro. Assim, mecanismos que diminuem a ativação do complemento podem dificultar a entrada e a consequente disseminação desses patógenos nas células (BONAR; CHMIELA; ROZALSKA, 2004). Há evidências de que a MBL possui papel complexo no desenvolvimento de várias doenças, sendo a deficiência desta colectinas geralmente associada à proteção/susceptibilidade a infecções (IP et al., 2009; TAKAHASHI et al., 2011; FIGUEIREDO et al., 2016).

Convincentes estudos clínicos têm associado a deficiência de MBL com susceptibilidade aumentada a infecções (TAKAHASHI; EZEKOWITZ, 2005; DARMAWAN et al., 2018). Estudos de doenças em modelo animal confirmaram que camundongos nulos de MBL são susceptíveis a certas infecções, incluindo *Staphylococcus aureus* (MOLLER-KRISTENSEN et al., 2006).

Os autores perceberam que a infecção era resultado da deficiência de MBL, pois a reposição com MBL recombinante nestes animais inverteu o fenótipo da doença (SHI et al., 2004; MOLLER-KRISTENSEN et al., 2006). A infecção surge como resultado de uma bacteremia resultante de reduzida morte opsonofagocítica destes micro-organismos e também de uma reduzida ativação do sistema complemento pela via das lectinas (SHI et al., 2004; MOLLER-KRISTENSEN et al., 2006).

Em 2005, Thio e colaboradores publicaram resultados de um estudo com 527 pacientes que obtiveram recuperação da hepatite B ou então que persistiram com a infecção. Os indivíduos com genótipos relacionados com altos níveis de MBL estavam associados com a cura natural da infecção, enquanto que aqueles correlacionados

com baixos níveis da proteína estavam associados com a persistência do vírus.

Da Silva e colaboradores (2011) analisaram o papel da MBL na susceptibilidade à infecção pelo HIV-1 analisando polimorfismos na região promotora e éxon 1 do *MBL2* em pacientes oriundos do sudeste brasileiro infectados com o HIV-1 e indivíduos controle não infectados. As análises foram feitas dividindo os pacientes de acordo com a origem étnica. Entre os indivíduos infectados com o HIV-1 houve uma maior frequência dos haplótipos associados a baixos níveis de MBL em relação aos controles, sendo mais frequentes estes haplótipos nos euro-derivados, sugerindo um potencial papel para a MBL na susceptibilidade à infecção pelo HIV neste grupo étnico brasileiro.

Assim, dada a variedade de funções exercida por esta lectina no que diz respeito aos mecanismos de defesa, torna-se importante discutir os trabalhos que vem explorando seu envolvimento na patogênese de doenças, primeiro para compreender as doenças e segundo para explorar esta molécula como alvo terapêutico.

REFERÊNCIAS

- ABBAS, A. K.; LICHTMAN, A. H.; POBER, J. S. Propriedades gerais das respostas imunes. In: **Imunologia Celular e Molecular**. 4. Ed. Rio de Janeiro: Revinter, 2003. p.3-16.
- ALONSO, D. P.; FERREIRA A. F.; RIBOLLA, P. E. *et al.* Genotypes of the mannan-binding lectin gene and susceptibility to visceral leishmaniasis and clinical complications. *J Infect Dis*, v. 195, n. 8, p. 1212–7, 2007.
- BONAR, A.; CHMIELA, M.; ROZALSKA, B. Level of mannose-binding lectin (MBL) in patients with tuberculosis. **Pneumonologia Polska**, v. 72, n. 5 e 6, p. 201-205, 2004.
- CARVALHO, A. G.; UTIYAMA, S. R. R.; KOTZE, L. M. S. *et al.* Lectina ligante de manose (MBL): características biológicas e associação com doenças. **Rev. bras. alerg. imunopatol**, v. 30, n. 5, p. 187-193, 2007.
- CHEN, C. B.; WALLIS, R. Stoichiometry of complexes between mannose-binding protein and its associated serine proteases. Defining functional units for complement activation. **J Biol Chem**, v. 276, n. 28, p. 25894-25902, 2001.
- CHRISTIANSEN, O. B.; NIELSEN, H. S.; LUND, M. *et al.* Mannose-binding lectin-2 genotypes and recurrent late pregnancy losses. *Hum Reprod*, v. 24, n. 2, p. 291-9, feb 2009.
- DAHL, M. R.; THIEL, S.; MATSUSHITA, M. *et al.* MASP-3 and its association with distinct complexes of the mannan-binding lectin complement activation pathway. **Immunity**, v. 15, n. 1, p. 127–35, 2001.
- DARMAWAN. A. B. *et al.* The Role of Mannose-Binding Lectin Serum Level in Tubotympanic Chronic Suppurative Otitis Media. *Int J Otolaryngol*. v. 22, 6178159, 2018.
- DA SILVA, G. K.; GUIMARÃES, R.; MATTEVI, V. S. *et al.* The role of mannose-binding lectin gene polymorphisms in susceptibility to HIV-1 infection in Southern Brazilian patients. *AIDS*, v. 25, n. 4, p. 411-418, 2011.
- DELVES, P. J.; ROITT, D. The Immune System – First of two parts. **N Engl J Med**, v. 343, n. 1, p. 37-50, 2000.

DE MESSIAS-REASON, I. J.; BOLDT, A. B.; MORAES BRAGA, A. C. *et al.* The association between mannan-binding lectin gene polymorphism and clinical leprosy: new insight into an old paradigm. **J Infect Dis**, v. 196, n. 9, p. 1379–85, 2007.

DHAINAUT, J. F.; SHORR, A. F.; MACIAS, W. L., *et al.* Dynamic evolution of coagulopathy in the first day of severe sepsis: relationship with mortality and organ failure. **Crit. Care Med**, v. 33, n. 2, p. 341-348, 2005.

DUMESTRE-PERARD, C.; PONARD, D.; ARLAUD, G. J. *et al.* Evaluation and clinical interest of mannan binding lectin function in human plasma. **Mol Immunol**, v. 39, n. 7 e 8, p. 465-73, 2002.

EISEN, D. P.; MICHINTON, R. M. Impact of mannose-binding lectin on susceptibility to infectious diseases. **Clin Infect Dis**, v. 37, n. 11, p. 1496-1505, 2003.

ESPADA-MURAO, L. A.; MORITA, K. Dengue and Soluble Mediators of the Innate Immune System. **Tropical Medicine and Health**, v. 39, n.4, p. 53-62, 2011.

ENDO, Y.; NAKAZAWA, N.; IWAKI, D. *et al.* Interactions of ficolin and mannose-binding lectin with fibrinogen/fibrin augment the lectin complement pathway. **J. Innate. Immun**, v. 2, n. 1, p. 33-42, 2010.

FIGUEIREDO, G. G. *et al.* Mannose-binding lectin gene (MBL2) polymorphisms related to the mannose-binding lectin low levels are associated to dengue disease severity. **Human Immunology**, v. 77, p. 571–575, 2016.

FISCH, U.; ZEHNDER, A.; HIRT, A. *et al.* Mannan-binding lectin (MBL) and MBL-associated serine protease-2 in children with cancer. **Swiss Med Wkly**, v. 141, p.1-5, 2011.

FRASER, D. A.; BOHLSON, S. S.; JASINSKIENE, N. *et al.* C1q and MBL, components of the innate immune system, influence monocyte cytokine expression., **Journal of Leukocyte Biology**, v. 80, n. 1, p. 107-116, 2006.

FRASER, D. A.; TENNER, A. J. Directing an appropriate immune response: the role of defense colagens and other soluble pattern recognition molecules. **Curr. Drug Targets**, v. 9, n. 2, p.113-122, 2008.

FUCHS, A.; LIN, T. Y.; BEASLEY, D. W. *et al.* Direct complement restriction of flavivirus infection requires glycan recognition by mannose-binding lectin. **Cell Host Microbe**, v. 8, n. 2, p. 186-195, 2010.

GARRED, P.; LARSEN, P.; SEYFARTH, J. *et al.* Mannose-binding lectin and its genetic variants. **Genes and Immunity**, v. 7, n. 2, p. 85-94, 2006.

GHIRAN, I.; BARBASHOV, S. F.; KLICKSTEIN, L. B. *et al.* Complement receptor 1/CD35 is a receptor for mannan-binding lectin. **J Exp Med**, v. 192, n. 12, p. 1797-1807, 2000,

GULLA, K. C.; GUPTA, K. KRARUP, A. *et al.* Activation of mannan-binding lectin-associated serine proteases leads to generation of a fibrin clot. **Immunology**, v. 129, n. 4, p. 482-495, 2010.

HAWRYLOWICZ, C. M.; O’GARRA, A. Potential role of interleukin-10 secreting regulatory T cells in allergy and asthma. **Nature Rev. Immunol**, v. 5, n. 4, p. 271-283 2005.

HOLMSKOV, U.; THIEL, S.; JENSENIUS, J. C. Collections and ficolins: humoral lectins of the innate immune defense. **Annu Rev Immunol**, v. 21, p. 547-78, 2003.

IP, W. K.; TO, Y. F.; CHENG, S. K. *et al.* Serum mannose-binding lectin levels and *mbi2* gene polymorphisms in different age and gender groups of southern Chinese adults. **Scandinavian Journal**

of **Immunology**, v. 59, n.3, p. 310-314, Mar. 2004.

IP, W. K.; TAKAHASHI, K.; EZEKOWITZ, R. A. *et al.* Mannose-binding lectin and innate immunity. **Immunol Rev**, v. 230, n. 1, p. 9-21, 2009.

JACK D. L.; READ, R. C.; TENNER, A. J. *et al.* Mannose-binding lectin regulates the inflammatory response of human professional phagocytes to *Neisseria meningitidis* serogroup B. **J. Infect Dis**, v. 184, p. 1152-1162, 2001.

KILPATRICK D.C. Phospholipid-binding activity of human mannan binding lectin. **Immunol.Lett**, v. 61, n. 2 e 3, p. 191-195, 1998.

KILPATRICK D.C. Mannan-binding lectin and its role in innate immunity. **Transfusion Medicine**, v. 12, p.335-351, 2002.

KLICKSTEIN, L. B.; BARBASHOV, S. F.; LIU, T. *et al.* A Complement receptor type 1 (CR1, CD35) is a receptor for C1q. **Immunity**, v. 7, p.345-355, 1997.

MOLLER-KRISTENSEN, M.; THIEL, S.; SJÖHOLM, A. *et al.*, Cooperation between MASP-1 and MASP-2 in the generation of C3 convertase through the MBL pathway. **Int. Immunol**, v. 19, n.2, p. 141-149, 2007.

MOORE, K. W.; DE WAAL MALEFYT, R.; COFFMAN, R. L. *et al.* Interleukin-10 and the interleukin-10 receptor. **Annu.Rev. Immunol**, v. 19, p. 683-765, 2001.

NADESALINGAM, J.; DODDS, A. W.; REID, K. B. *et al.* Mannose binding lectin recognizes peptidoglycan via the N-acetyl glucosamine moiety, and inhibits ligand-induced proinflammatory effect and promotes chemokine production by macrophages. **J Immunol**, v. 175, n. 3, p. 1785-94, 2005.

NAUTA, A. J.; DAHA, M. R.; VAN KOOTEN, C. *et al.* Recognition and clearance of apoptotic cells: a role for complement and pentraxins. **Trends Immunol**, v. 24, p. 148-154, 2003a.

NAUTA, A. J.; RAASCHOU-JENSEN, N.; ROOS, A. *et al.* Mannosebinding lectin engagement with late apoptotic and necrotic cells. **Eur.J. Immunol**, v. 33, p. 2853-2863, 2003b.

OGDEN, C. A.; DECATHELINEAU, A.; HOFFMANN, P. R. *et al.* C1q and mannose binding lectin engagement of cell surface calreticulin and CD91 initiates macropinocytosis and uptake of apoptotic cells. **J Exper Med**, v. 194, p. 781-795, 2001.

O'GARRA, A.; BARRAT, F. J.; CASTRO, A. G. *et al.* Strategies for use of IL-10 or its antagonists in human disease. **Immunol. Rev**, v. 223, p. 114-131, 2008.

PAGH, R.; DUUS, K.; LAURSEN, I. *et al.* The chaperone and potential mannan-binding lectin (MBL) co-receptor calreticulin interacts with MBL through the binding site for MBL-associated serine proteases, **FEBS J**, v. 275, n. 3, p. 515-526, 2008.

PALANIYAR, N.; NADESALINGAM, J.; CLARK, H. Nucleic acid is a novel ligand for innate, immune pattern recognition collectins surfactant proteins A and D and mannose-binding lectin. **J Biol Chem**, v. 279, p. 32728-32736, 2004.

PASARE, C.; MEDZHITOV, R. Toll-like receptors: linking innate and adaptive immunity. **Microbes Infect**, v. 6, p. 1382-1387, 2004.

PETERSEN, S. V.; THIEL, S.; JENSENIUS, J. C. The mannan-binding lectin pathway of complement activation: biology and disease association. **Mol Immunol**, v. 38, p. 133-149, 2001.

- SARAIVA, M.; O'GARRA, A. The regulation of IL-10 production by immune cells. **Nat Rev Immunol**, v. 10, n. 3, p.170-81, 2010.
- SELANDER, B.; MARTENSSON, U.; WEINTRAUB, A. *et al.* Mannan-binding lectin activates C3 and the alternative complement pathway without involvement of C2. **J. Clin. Invest**, v. 116, p. 1425-1434, 2006.
- SHI, L.; TAKAHASHI, K.; DUNDEE, J. *et al.* Mannose-binding lectin deficient mice are susceptible to infection with *Staphylococcus aureus*. **J. Exp. Med**, v. 199, p. 1379-1390, 2004.
- SØBORG, C.; MADSEN, H. O.; ANDERSEN, A. B. *et al.* Mannose-binding lectin polymorphisms in clinical tuberculosis. **J Infect Dis**, v. 188, p. 777-82, 2003.
- SPRONG, T.; JACK, D. L.; KLEIN, N. J. *et al.* Mannose-binding lectin enhances IL-1 and IL-10 induction by nonlipopolisaccharide (LPS) components of *Neisseria meningitidis*. **Cytokine**, v. 28, p. 59-66, 2004.
- SUPER, M.; THIEL, S.; LU, J. *et al.* Association of low levels of mannan-binding protein with a common defect in opsonisation. **Lancet**, v. 2, p.1236-1239, 1989.
- TAKAHASHI, K.; EZEKOWITZ, R. A. The role of the mannan-binding lectin in innate immunity. **Clin. Infect. Dis**, v. 41, n. 7, p. 440-444, 2005.
- TAKAHASHI, K.; IP, W. E.; MICHELOW, I. C. *et al.* The mannan-binding lectin: a prototypic pattern recognition molecule. **Current opinion in Immunology**, v. 18, p. 116-23, 2006.
- TAKAHASHI, K. Mannose-binding lectin and the balance between immune protection and complication. **Expert Rev Anti Infect Ther**, v. 9, n. 12, p. 1179-1190, 2011.
- TENNER, A. J.; ROBINSON, S. L.; EZEKOWITZ, R. A. B. Mannose-binding protein (MBP) enhances mononuclear phagocyte function via a receptor that contains the 126,000 m(r) component of the C1q receptor. **Immunity**, v. 3, p.485-493, 1995.
- THIEL, S.; PETERSEN, S. V.; VORUP-JENSEN, T. *et al.* Interaction of C1q and mannan-binding lectin (MBL) with C1r, C1s, MBL-associated serine proteases 1 and 2, and the MBL-associated protein MAP19. **J. Immunol**, v. 165, n. 2, p. 878-887, 2000.
- THIO, C. L.; MOSBRUGER, T.; ASTEMBORSKI, J. Mannose-binding lectin genotypes influence recovery from hepatitis B virus infection. **Journal of Virology**, v. 79, p. 9192-9196, 2005.
- TURNER, M. W. Deficiency of mannan-binding protein – a new complement deficiency syndrome. **Clin Exp Immunol**, v. 86, p. 53-56, 1991.
- TURNER, M. W. Mannose-binding lectin: the pluripotent molecule of the innate immune system. **Immunol Today**, v. 17, p. 532-540, 1996.
- TURNER, M. W.; HAMVAS, R. M. Mannose-binding lectin: structure, function, genetics and disease associations. **Rev Immunogenet**, v. 2, p. 305-322, 2000.
- TURNER, M. W. The role of mannan-binding lectin in health and disease. **Mol Immunol**, v. 40, p. 423-429, 2003.
- TSUTSUMI, A.; TAKAHASHI, R.; SUMIDA, T. Mannose binding lectin: genetics and autoimmune disease. **Autoimmun Rev**, v. 4, p. 364-72, 2005.
- VASCONCELOS, L. R. S.; FONSECA, J. P. L.; DO CARMO, R. F. *et al.* Mannose-binding lectin serum

levels in patients with leprosy are influenced by age and MBL2 genotypes. **International Journal of Infectious Diseases**, v.15, p. 551-557, 2011.

VENGEN, I. T.; MADSEN, H. O.; GARRED, P. *et al.* Mannose-binding lectin deficiency is associated with myocardial infarction: the HUNT2 study in Norway. *PLoS One*, v. 7, n. 7, p. 1-7, 2012.

WALLIS, R.; SHAW, J. M.; UITDEHAAG, J. *et al.* Localization of the serine protease-binding sites in the collagen-like domain of mannose-binding protein: indirect effects of naturally occurring mutations on protease binding and activation, *J. Biol. Chem.* v. 279, n. 14, p. 14065-14073, 2004.

WANG, M.; ZHANG, Y.; CHEN, Y. *et al.* Mannan-binding lectin regulates dendritic cell maturation and cytokine production induced by lipopolysaccharide. **BMC Immunology**, v. 12, n. 1, 1-10, 2011.

WEIS, W. I.; DRICKAMER, K. Trimeric structure of a C-type mannose-binding protein. **Structure**, v. 2, p. 1227-1240, 1994.

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA SOBRE O USO DE *SMARTPHONES* PARA REALIZAÇÃO DE ELETROCARDIOGRAMAS NA ISQUEMIA E NA FIBRILAÇÃO ATRIAL

Rodrigo Penha de Almedida

Universidade Federal de Uberlândia, Minas Gerais, Brasil

e-mail: rodrigopenhaalmeida@yahoo.com.br

João Batista Destro Filho

Universidade Federal de Uberlândia, Minas Gerais, Brasil

RESUMO: O diagnóstico precoce da isquemia miocárdica é fator fundamental para a redução da mortalidade e das possíveis sequelas para o paciente. Um dos exames mais precisos para esse diagnóstico é o eletrocardiograma (ECG). Os *smartphones* estão se tornando cada vez mais difundidos em toda a população, fornecendo uma plataforma alternativa potencial extensão do ECG a novos ambientes no atendimento emergencial. Foi realizado um levantamento na literatura dos estudos que utilizaram *smartphones* para o diagnóstico do infarto do miocárdio e de arritmias cardíacas. Na maioria dos estudos foi evidenciado que existe uma boa correlação entre os *iECGs* e o ECG convencional com elevada sensibilidade e especificidade. A heterogeneidade dos ensaios clínicos randomizados dificulta a elaboração de conclusões inequívocas se a prática deste método pode ser baseada em evidências científicas até o momento. Novos estudos são necessários para a definição de quando e como

os (*iECGs*) poderão ser usados no diagnóstico precoce das síndromes coronarianas agudas e na condução de pacientes cardiopatas

PALAVRAS-CHAVE: eletrocardiograma, smartphones, aplicativos

ABSTRACT: The early diagnosis of myocardial ischemia is a fundamental factor for the reduction of mortality and possible sequelae for the patient. One of the most accurate tests for this diagnosis is the electrocardiogram (ECG). Smartphones are becoming increasingly widespread across the population, providing a potential alternative platform to extend the ECG to new environments in emergency care. A literature review of the studies that used smartphones for the diagnosis of myocardial infarction and cardiac arrhythmias was carried out. In the majority of the studies it was evidenced that there is a good correlation between the *iECGs* and the conventional ECG with high sensitivity and specificity. The heterogeneity of randomized clinical trials makes it difficult to draw unequivocal conclusions whether the practice of this method can be based on scientific evidence to date. Further studies are needed to define when and how (*iECGs*) can be used in the early diagnosis of acute coronary syndromes and in the management of patients with heart disease

KEYWORDS: Electrocardiogram, smartphones, applications

INTRODUÇÃO

O infarto agudo do miocárdio (IAM) é causado pela interrupção de fluxo sanguíneo nas artérias coronárias.

O diagnóstico precoce é o fator fundamental para a redução da mortalidade e das possíveis sequelas para o paciente [1]. Um dos exames mais precisos para esse diagnóstico é o eletrocardiograma (ECG).

Os avanços da tecnologia sem fio e da comunicação digital permitem gravação de ECGs em tempo real e visualização diretamente em dispositivos *smartphones* ou *tablets*, sem a necessidade de um aparelho específico para gerar e registrar o ECG, ou pessoal experiente para operá-lo. Esta tecnologia já foi aprovada pelo *Food and Drug Administration* dos Estados Unidos da América (FDA) e está disponível como aplicativos de livre acesso como o **AliveCor®**, **MyDiagnostic®** e **Cardio Rhyth®**. Imagens de forma de onda eletrocardiográfica são gravadas pelos *smartphones* e instantaneamente transferidas pela internet [2]

Telefones inteligentes estão se tornando cada vez mais difundidos, incluindo entre pessoas mais velhas que estão sob maior risco de doenças cardíacas [3].

Tecnologias baseadas nestes aparelhos, juntamente com conectividade de banda larga, estão mudando a forma de como a cardiologia moderna está sendo praticada. Ampliar a conectividade e aumentar a tecnologia baseadas nestes aparelhos pode ajudar a monitorar, diagnosticar e prevenir complicações relacionadas as doenças cardiovasculares.

No ECG de doze derivações a elevação do segmento ST associada com dor torácica possui especificidade de 91% e sensibilidade de 46% para o diagnóstico de IAM [4].

O ECG de 12 derivações é um componente crítico da avaliação inicial de isquemia cardíaca, mas tem sido tradicionalmente limitado a equipamentos de grande porte, de alto custo, destinados apenas a ambientes hospitalares e clínicas especializadas.

Um desafio para o serviços de emergência médica é a identificação precisa das síndromes coronárias agudas com elevação do segmento ST para o tratamento imediato e transporte. A detecção precoce do infarto pelo eletrocardiograma demonstrou melhorar o diagnóstico e tratamento nos serviços de emergência, mas seu uso por paramédicos na comunidade tem sido menos estudado [10].

Smartphones fornecem uma plataforma alternativa potencial para a extensão do ECG a novos ambientes de cuidados e melhoram a agilidade no atendimento [12].

METODOLOGIA

Esta revisão foi realizada através de um levantamento bibliográfico por meio de consulta em bases de dados de relevância para a produção do conhecimento em saúde: PubMed, *National Library of Medicine* (MEDLINE - PubMed), Literatura Latino-

Americana e do Caribe em Ciência da Saúde (LILACS), e a base *Scientific Electronic Library Online* (SciELO). Foram utilizadas a associação das palavras-chave *ECG; STEMI; Heart attack; Myocardial infarction; Smartphone; iPhone; Ischemia*. Foram consideradas as publicações *segundo os critérios de refinamento*: textos completos, nos idiomas, português, inglês ou espanhol, publicados entre os anos de 2010 a 2016.

RESULTADOS

Os principais artigos encontrados estão resumidos na Tabela 1. Os estudos que envolveram pacientes acometidos por infarto agudo do miocárdico foram basicamente estudos pilotos, envolvendo pequeno número de indivíduos, de 6 a 66, utilizaram o aplicativo *AliveCor®*.

Artigo / ano	No	Aplicativo	Sens (S)	Esp (E)	Cor (C)
Na Isquemia					
RASENACK, 2012 [11]	66	AliveCor			
MUHLESTEIN, 2014 [12]	06	AliveCor			100%
HADDAD, 2016 [13]	30	AliveCor			
Nas Arritmias					
TIELMAN, 2014 [14]	192	MyDiagnostick	100%	95,9%	
SANDHU, 2013 [15]	105	AliveCor			88,8%
LOWRES, 2014 [16]	5555		98,5%	91,4%	
ZACHARY, 2015 [2]	381	AliveCor		72%	94%
CHAN, 2017 [17]	1013	Cardiio Rhyth		92,9%	97,7%

Tabela 1: Comparação entre sensibilidade e especificidade pelos três diferentes aplicativos de iECG

(S) Sensibilidade, (E) Especificidade (C) Correlação

Estes artigos apresentaram boa correlação diagnósticas do programa quando comparado ao ECG padrão. Existe na literatura maior número de estudos com a utilização dos aplicativos no diagnóstico de arritmias cardíacas como a fibrilação atrial, envolvendo grande número de pacientes, e apresentando alta sensibilidade diagnóstica, (variando de 98,5 a 100%), e especificidade de 88 a 97,7%.

DISCUSSÃO

No ECG convencional, a elevação do segmento ST, associada com dor torácica possui especificidade de 91% e sensibilidade de 46% para o diagnóstico de IAM [4]. O ECG de 12 derivações tem sido tradicionalmente limitado a equipamentos de grande porte, de alto custo, destinados apenas a ambientes hospitalares e clínicas especializadas.

Aplicativos como **AliveCor®** ECG, que incorporam eletrodos no aparelho *Apple iPhone®* Figura 1, permitem gravações sem fio de eletrocardiogramas. Esta tecnologia

já aprovada pela FDA, está disponível como um perspectiva de diagnóstico [5].



Figura 1: *AliveCor Heart Monitor* (AliveCor Inc.).

O aplicativo **MyDiagnostick**[®] Figura 2, demonstrou em estudos clínicos, sensibilidade de 100% e especificidade de 95,9% para a detecção de Fibrilação Atrial (FA) [6].



Figura 2: Diagnóstico de FA pelo aplicativo *MyDiagnostick*

Em um estudo recente com 1013 pacientes [17], a Fibrilação Atrial (FA) foi diagnosticada em 28 (2,76%) pacientes e confirmada com um ECG padrão. O aplicativo **Cardio Rhythm**[®] identificou corretamente a (FA) em 26 dos 28 pacientes e produziu 23 resultados falsos positivos. A sensibilidade e especificidade correspondentes do aplicativo **Cardio Rhythm**[®] para detecção (FA) foram 92,9% (95% IC 76,5-99,1%) e 97,7% (95% IC 96,5-98,5%), respectivamente ($j = 0,67$). O valor preditivo positivo para (FA) **AliveCor**[®] foi de 77,2% (95% IC 56,1-91,4%) e o valor preditivo negativo foi de 99,2% (IC 95% 98,4-99,7%).

Os métodos de todos os ensaios clínicos randomizados diferem significativamente, tornando difícil a extrapolação de um método de trabalho baseado na evidência da literatura. Além disso, há muitos estudos chamados de “estudos piloto” ou “estudos de viabilidade”, que normalmente são caracterizados por um método *não aleatorizado e um pequeno tamanho de amostra* [7].

Outra questão importante que ainda precisa ser respondida na literatura científica é o efeito a longo prazo da utilização destes aplicativos em grande escala pela população. Além disso, os métodos de intervenção precisam ser padronizados para fins comparativos, e os efeitos a longo prazo precisam ser cuidadosamente monitorados.

Outras questões éticas também devem ser consideradas. De acordo com os regulamentos da União Européia (UE), os aplicativos móveis são considerados

dispositivos médicos se eles fornecem um diagnóstico médico ou se eles fornecem um conselho terapêutico. Se um aplicativo é considerado um dispositivo médico, ele precisa se submeter aos mesmos procedimentos de teste e certificação que qualquer outro dispositivo médico [8] .

O fato de um aplicativo não ser um dispositivo médico, não significa que não esteja coletando dados médicos. Portanto, além do regulamento, a privacidade dos pacientes deve ser levada em consideração quando se utilizam aplicativos médicos móveis [7].

CONCLUSÃO

A maior parte das mortes por infarto acontece fora do ambiente hospitalar e, geralmente, é desassistida pelos médicos [9]. Um desafio para o serviços de emergência médica é a identificação precisa das síndromes coronárias agudas com elevação do segmento ST para o tratamento imediato e transporte. A detecção precoce do infarto pelo eletrocardiograma demonstrou melhorar o diagnóstico e tratamento nos serviços de emergência, mas seu uso por paramédicos na comunidade tem sido menos estudado [10].

Na maioria dos estudos foi evidenciado que existe uma boa correlação entre os iECGs e o ECG convencional de 12 derivações, com elevada sensibilidade e especificidade, tanto para os diagnóstico de isquemia miocárdica como para o de Fibrileção Atrial. O acesso móvel a imagens cardiovasculares possibilita um diagnóstico rápido, ainda de forma limitada, pois a qualidade destas imagens não pode ser garantida até o presente momento. Os efeitos benéficos a curto prazo do monitoramento remoto foram demonstrados na literatura. Esta última, todavia, é bastante limitada no que se refere aos efeitos a longo prazo de aplicativos móveis em monitoramento remoto.

Por fim, a heterogeneidade de ensaios clínicos randomizados dificulta a elaboração de conclusões inequívocas e a prática deste método baseados em evidências. Novos estudos são necessários para a definição de quando e como os (iECGs) poderão ser usados no diagnóstico precoce das síndromes coronarianas agudas e na condução de pacientes cardiopatas.

REFERÊNCIAS

1. Levine GN, et al. 2011 ACCF/AHA/SCAI Guideline for Percutaneous Coronary Intervention. *Circulation*. 2011;124: e 574-651.
2. Zachary C, et al. Wireless Smartphone ECG Enables Large-Scale Screening in Diverse Populations. *Journal of Cardiovascular Electrophysiology* Volume 26, Issue 5, pages 520–526, May 2015.
3. Barret L, Health and Caregiving among the 50+: Ownership, Use and Interest in Mobile Technology. *AARP Research and Strategic Analysis*; 2011.
4. Mano, R. „Manuais de cardiologia: temas comuns da cardiologia para médicos de todas as especialidades.“ *Livro virtual, ano 9* (2006).

5. Hoang H. Nguyen, et alli. Use of smartphone technology in cardiology. Trends in Cardiovascular Medicine, Elsevier, May 2016.
6. Vaes et al, BMC Family Practice, The diagnostick accuracy of the MyDiagnostick to detect AF in primary care. BMC Family Praticce 2014, 15:113.
7. Anderson JG. Social, ethical and legal barriers to e-health. Int J Med. Inform. 2007 May–Jun;76:480–483.
8. Roderick WT, et al. Mobile health in cardiology: a review of currently available medical apps and equipment for remote monitoring. Expert Review of Medical Devices Vol. 13, Iss. 9, 2016.
9. Timerman A, Feitosa GA. Síndromes coronárias agudas. Rio de Janeiro: Atheneu; 2003.
10. Wong, Cheuk-Kit - iPhone ECG monitoring, the gateway to the new paradigm of STEMI therapy International Journal of Cardiology , Volume 168 , Issue 3 , 2897 – 2898ds, 2013.
11. Rasenack Eva CL, et al. First clinical evaluation of a novel capacitive ECG system in patients with acute myocardial infarction. Clin Res Cardiol. 2012 Mar; 101(3): 165–174.
12. Muhlestein, JB et al. Smartphone ECG for evaluation of STEMI: Results of the ST LEUIS Pilot Study. Journal of Electrocardiology , Volume 48 , Issue 2 , 249 – 259, 2014.
13. Haddad M. et cols. Diagnostic accuracy of a novel method for detection of acute transmural myocardial ischemia based upon a self-applicable 3-lead configuration. Electrocardiol. 2016 Mar-Apr;49(2):192-201.
14. Tieleman, RG, et al. “Validation and Clinical Use of a Novel Diagnostic Device for Screening of Atrial Fibrillation” *Europace* 16.9, 2014: 1291–1295.
15. Sandhu OS, et al, iPhone Acquired Heart Rhythm: Is It Reliable for Clinical Diagnosis? California State Science Fair, 2013, Project Summary.
16. Lowres N, Neubeck L, et al. Feasibility and cost effectiveness of stroke prevention through community screening for atrial fibrillation using iPhone ECG in pharmacies. The SEARCH-AF study. *Thromb Haemost* 2014;111:1167-1176.
17. Chan N, Choy C Screening for atrial fibrillation in 13122 Hong Kong citizens with smartphone electrocardiogram. *Heart* 2017;103:24-31.

PROPOSTA DE UM SISTEMA DE ELETROESTIMULAÇÃO PARA ESTUDOS DE CONDUÇÃO NERVOSA

Sandra Cossul

Universidade Federal de Santa Catarina, Instituto de Engenharia Biomédica, Departamento de Engenharia Elétrica e Eletrônica
Florianópolis – Santa Catarina

Felipe Rettore Andreis

Universidade Federal de Santa Catarina, Instituto de Engenharia Biomédica, Departamento de Engenharia Elétrica e Eletrônica
Florianópolis – Santa Catarina

Mateus André Favretto

Universidade Federal de Santa Catarina, Instituto de Engenharia Biomédica, Departamento de Engenharia Elétrica e Eletrônica
Florianópolis – Santa Catarina

Jefferson Luiz Brum Marques

Universidade Federal de Santa Catarina, Instituto de Engenharia Biomédica, Departamento de Engenharia Elétrica e Eletrônica
Florianópolis – Santa Catarina

RESUMO: O Estudo da Condução Nervosa (ECN) é um teste não invasivo que por meio da aplicação de estímulos elétricos em um nervo sensorial ou motor induz a ocorrência de um Potencial de Ação (PA), o qual é registrado em outro ponto ao longo do mesmo nervo. A análise das características diretas e indiretas do PA tais como latência, amplitude, duração e velocidade de condução, permite avaliar as

funções nervosas periféricas, possibilitando a utilização do ECN no diagnóstico e prognóstico de condições como a neuropatia diabética periférica e síndrome do túnel do carpo. O objetivo deste trabalho consiste em apresentar uma proposta de um sistema de eletroestimulação para aplicações em ECN. O sistema inclui um módulo de estimulação elétrica e um módulo de aquisição de sinais que, em conjunto, permitem a avaliação de disfunções nervosas periféricas. Os resultados preliminares mostram que o dispositivo é capaz de gerar um estímulo para evocar um PA e realizar o registro de um Potencial de Ação Composto do Músculo (PACM). Os PACMs registrados no nervo ulnar apresentaram valores de amplitude, latência e velocidade de condução dentro da faixa de valores esperados, demonstrando a correta funcionalidade do sistema proposto. Com a continuidade deste trabalho, espera-se utilizar este sistema em ECN para avaliação de disfunções nervosas motoras e sensoriais em diferentes patologias.

PALAVRAS-CHAVE: Estudo de condução nervosa, estimulação elétrica, potencial de ação.

ABSTRACT: Nerve Conduction Study (NCS) is a noninvasive test that, through the application of electrical stimuli on a sensory or motor nerve, induces the occurrence of an Action Potential

(AP), which is recorded at another point along the same nerve. The analysis of direct and indirect characteristics of the AP such as latency, amplitude, duration and conduction velocity allows to evaluate the peripheral nervous functions to be used in the diagnosis and prognosis of conditions such as diabetic peripheral neuropathy and carpal tunnel syndrome. The objective of this work is to present a proposal of an electrostimulation system for NCS applications. The system includes an electrical stimulus module and a signal acquisition module that, together, allow the evaluation of peripheral nerves dysfunctions. The preliminary results showed that the device is able to generate a stimulus to evoke an AP and record a Compound Muscle Action Potential (CMAP). The CMAPs recorded on the ulnar nerve presented values of amplitude, latency and conduction velocity within the range of expected values, demonstrating the correct functionality of the proposed system. With the continuity of this work, it is expected to use this system in NCS to evaluate motor and sensory nerve dysfunctions in different pathologies.

KEYWORDS: Nerve conduction study, electrical stimulation, action potential.

1 | INTRODUÇÃO

O Estudo da Condução Nervosa (ECN) ou estudo eletrofisiológico é um teste para avaliação das funções do sistema nervoso periférico, sendo utilizado no diagnóstico e prognóstico de complicações envolvendo nervos periféricos. É um teste não invasivo, que por meio da aplicação de um estímulo elétrico em um nervo, induz a ocorrência de um Potencial de Ação (PA), o qual é registrado em outro ponto ao longo do mesmo nervo, podendo este ser motor ou sensorial (KIMURA, 2013; WEBSTER, 2010).

A partir da estimulação de nervos motores obtém-se o Potencial de Ação Composto do Músculo (PACM) que reflete a soma dos potenciais de ação das fibras musculares ativas e inervadas por um nervo motor. Na estimulação de nervos sensoriais obtém-se o Potencial de Ação do Nervo Sensorial (PANS) que é a resposta das fibras sensoriais. O PACM e o PANS possuem uma amplitude típica de 1 a 15 mV e 1 a 50 μ V, respectivamente, apresentando variações de acordo com o nervo considerado. Além disto, os sinais possuem frequências de até 10 kHz (KIMURA, 2013; WEBSTER, 2010).

A análise das características diretas e indiretas do PA tais como latência, amplitude, duração e Velocidade de Condução (VC) fornecem informações acerca da funcionalidade do nervo tornando possível a identificação de possíveis anormalidades. A VC e a latência descrevem como o PA se propaga após o estímulo, portanto, as variações destes indicadores estão relacionadas a doenças que causam desmielinização (danos na bainha de mielina) dos neurônios. Por outro lado, a amplitude do PA reflete a quantidade de fibras nervosas funcionais e as alterações na mesma podem indicar degeneração axonal (MALLIK; WEIR, 2005).

Sendo assim, o ECN em conjunto com sinais e sintomas clínicos, é utilizado no

diagnóstico de neuropatias periféricas auxiliando na distinção do tipo de neuropatia (polineuropatia ou mononeuropatia) e também na distinção da distribuição dos sintomas em simétricos ou assimétricos, em membros inferiores ou superiores e distal ou proximal. Também, o ECN determina se as fibras nervosas predominantemente atingidas são sensoriais ou motoras, além de caracterizar os dois principais tipos de anormalidades: degeneração axonal e desmielinização (KEYES, D., 1990; KIMURA, 2013).

Dentre as doenças comumente avaliadas por meio de um ECN pode-se citar a Polineuropatia Diabética Periférica (PDP) e a Síndrome do Túnel do Carpo (STC). A PDP é a complicação mais comum da diabetes mellitus e pode envolver vários nervos tanto sensoriais (*e.g.*, sural, ulnar e peroneal) quanto motores (*e.g.*, tibial, peroneal, ulnar, entre outros). O ECN é uma indicação objetiva e quantitativa desta condição sendo essencial para o seu diagnóstico confirmativo (DYCK, PETER J. ALBERS, 2011). Na STC ocorre a compressão do nervo mediano, e nesse caso o ECN pode avaliar as alterações do PA e da velocidade de condução e assim indicar a gravidade da condição (WITT; HENTZ; STEVENS, 2004).

Em relação ao estímulo, a intensidade e a duração do mesmo estão diretamente relacionados à obtenção de uma despolarização efetiva do nervo. O estímulo é um pulso monofásico de onda quadrada com duração variável, sendo 100 μ s e 200 μ s os valores mais comuns. Normalmente, utiliza-se a magnitude de tensão na faixa de 100 a 300 V e corrente de 10 a 30 mA, considerando a impedância da pele igual a 10 k Ω . Entretanto, esse valor pode variar de acordo com a impedância da pele e com o nervo que está sendo avaliado (DUMITRU; NANDEDKAR; NETHERTON, 2010; KIMURA, 2013).

Dessa forma, o objetivo deste trabalho consiste em apresentar uma proposta de um sistema para aplicações em ECN. O sistema inclui o protótipo de um dispositivo de estimulação elétrica e um módulo de aquisição de sinais que, em conjunto, devem possibilitar a avaliação de disfunções nervosas periféricas.

2 | MATERIAIS E MÉTODOS

Nesta seção é apresentado o sistema de eletroestimulação, dividido em módulo de estimulação elétrica e módulo de registro de sinais. Também, é apresentado o método para avaliação do sistema a partir de um ECN do nervo ulnar motor.

2.1 Sistema de Eletroestimulação

O sistema de eletroestimulação pode ser dividido em dois módulos principais: (i) módulo de estimulação elétrica, responsável pela geração do estímulo elétrico e (ii) módulo de registro de sinais, responsável pela leitura dos potenciais de ação do nervo.

O módulo de estimulação elétrica permite o ajuste da duração do pulso de

estímulo e da amplitude da tensão do mesmo, de forma que o valor da corrente varia em função da impedância da pele e dos eletrodos. Portanto, o pulso gerado é um pulso monofásico de onda quadrada com duração de 100 μ s ou 200 μ s e amplitude variável entre 0 e 200 V. O circuito do módulo de estimulação, representado no diagrama de blocos da Figura 1, consiste em um módulo conversor DC-DC de alta tensão que eleva a tensão de 12 V para 200 V e um regulador de tensão ajustável que permite a variação da tensão entre 0 e 200 V. O circuito monoestável implementado com o temporizador 555 gera um pulso com duração pré-configurada pela equação $T = 1,1 * R * C$. A tensão regulada é transmitida ao circuito de controle e potência, o qual ao receber um pulso, ativado manualmente pelo *trigger* do circuito monoestável, gera um pulso de saída de mesma duração e amplitude definida de acordo com tensão regulada aplicada na entrada.

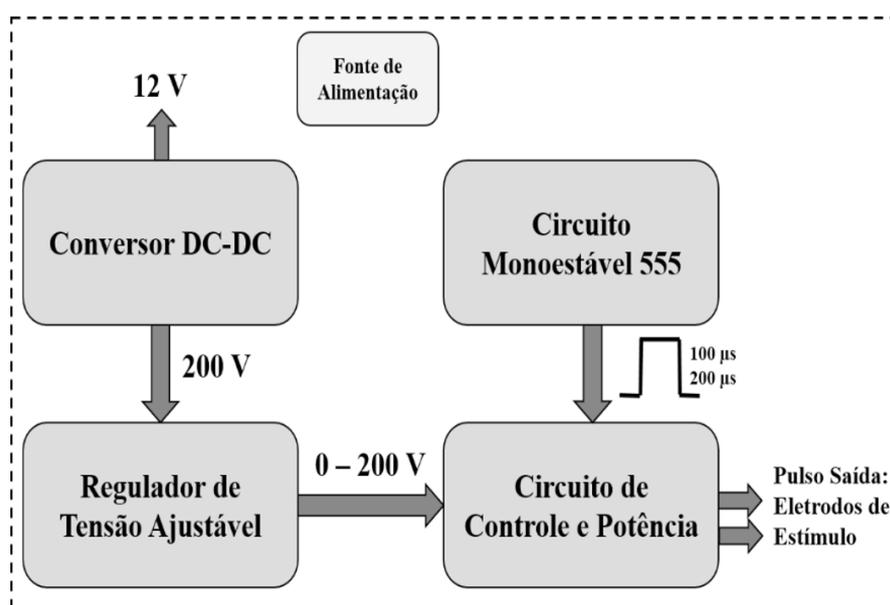


Figura 1. Diagrama de blocos do módulo de estimulação elétrica.

O módulo de aquisição de sinais, ilustrado na Figura 2, realiza a leitura do potencial de ação do nervo, após a aplicação do estímulo elétrico. Este módulo foi desenvolvido a partir do *analog front-end* ADS1298 (Texas Instruments Inc.), por se tratar de um circuito integrado projetado especificamente para o desenvolvimento de sistemas de instrumentação biomédica de tamanho reduzido e baixo custo, além de ter apresentado bons resultados em trabalhos anteriores (FAVRETTO *et al.*, 2017, no prelo). Também, foram incluídos filtros *anti-aliasing* na entrada e os dados registrados são enviados via barramento SPI para um microcontrolador.

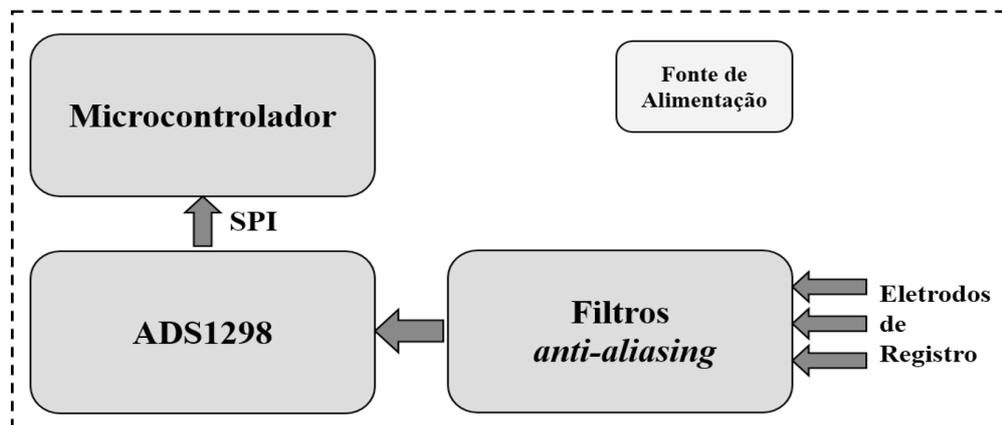


Figura 2. Diagrama de blocos do módulo de aquisição de sinais.

2.2 Avaliação do Sistema

Com o objetivo de avaliar o funcionamento do sistema proposto, foi realizado um ECN do nervo ulnar motor, com a aplicação de pulsos de estímulo e subsequente aquisição do PACM. Estes procedimentos foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Federal de Santa Catarina (Parecer nº 2.390.994). O nervo ulnar motor foi estimulado em dois locais (S1- distal na lateral do punho e S2 - proximal abaixo do cotovelo) com um pulso de 93 V e duração de 100 μ s. Os eletrodos de registro foram posicionados na lateral da mão, com o eletrodo ativo (A) sob o músculo abductor do mínimo e o eletrodo-pulseira de terra (G) posicionado entre os locais de registro e estímulo, conforme ilustrado na Figura 3 (BUSCHBACHER; PRAHLOW, 2000).

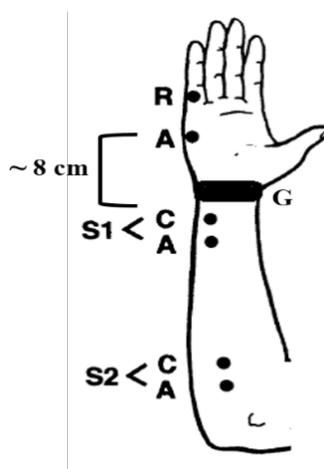


Figura 3. Posicionamento dos eletrodos no estudo motor do nervo ulnar. S1- local de estímulo distal (C - cátodo, A – ânodo). S2- local de estímulo proximal. R – local de registro de referência, A – local de registro ativo, G – terra.

Fonte: Adaptado de (BUSCHBACHER; PRAHLOW, 2000).

Os parâmetros analisados nos sinais de resposta, foram a Amplitude (A), medida da linha de base até o pico do sinal, e a latência distal e proximal, medida do artefato de estímulo até o início do potencial. Além disso, foi calculada a VC para o nervo ulnar,

utilizando a equação $VC \text{ (m/s)} = \text{distância entre os locais de estimulação (distal e proximal) (mm)} / (\text{Latência Proximal (LP) (ms)} - \text{Latência Distal (LD) (ms)})$, para este caso a distância entre os locais de estímulo foi de 200 mm (MALLIK; WEIR, 2005).

Os sinais foram registrados com frequência de amostragem de 32 kHz e ganho de 12. Estes foram processados digitalmente, aplicando-se um filtro passa-banda com frequências de corte de 3 Hz e 10 kHz, além de filtros *notch* de 60 Hz e 120 Hz.

3 | RESULTADOS

Os pulsos gerados pelo módulo de estimulação foram adquiridos no osciloscópio e estão ilustrados nas Figuras 3 e 4. Os pulsos de estímulo de durações aproximadas de 100 μs e 200 μs com amplitudes de 198 V e 108 V, respectivamente.

Os sinais de resposta do nervo ulnar motor após estímulo no ponto distal e proximal estão ilustrados nas Figuras 5 e 6, respectivamente. A partir dos PACM, os seguintes parâmetros foram obtidos: amplitude distal (AD) = 8,41 mV, latência distal (LD) = 2,41 ms, amplitude proximal (AP) = 8,04 mV e latência proximal (LP) = 5,41 ms. Além destes, foi calculada a velocidade de condução nervosa motora, em que $VC = 66,67 \text{ m/s}$.

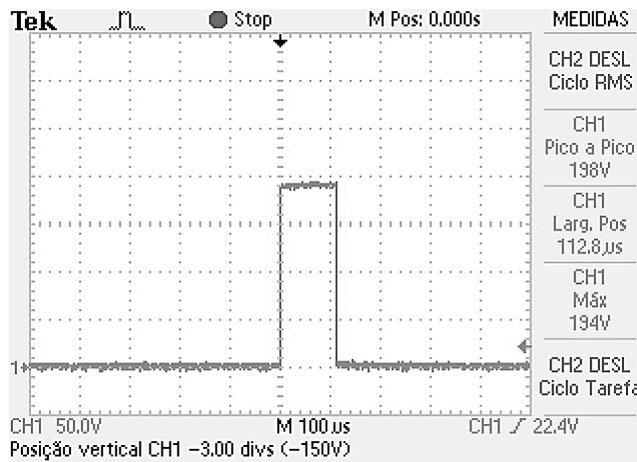


Figura 3. Pulso de estímulo com duração de 100 μs e amplitude de 198 V.

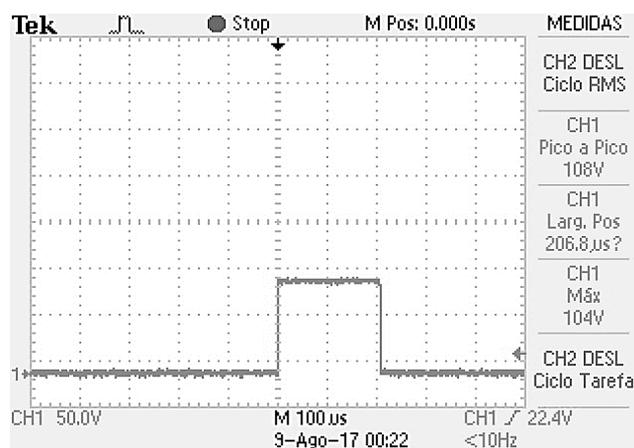


Figura 4. Pulso de estímulo com duração de 200 μ s e amplitude de 108 V.

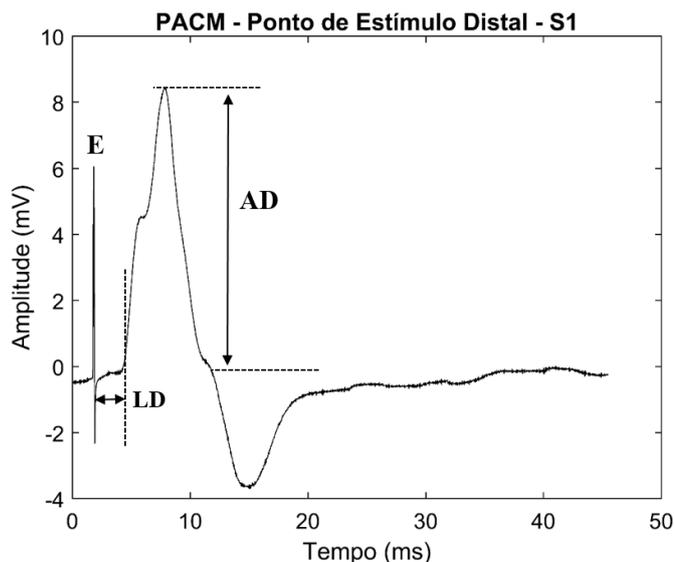


Figura 5. PACM do nervo ulnar obtido após estímulo no ponto distal S1. E – artefato de estímulo. AD – amplitude distal, LD – latência distal.

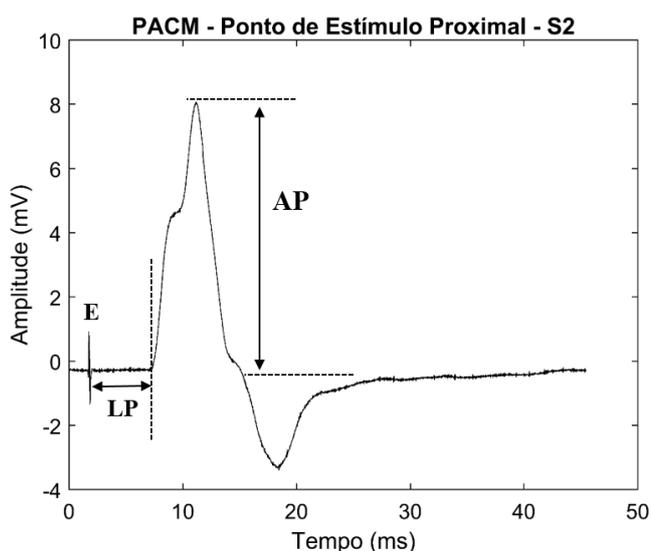


Figura 6. PACM do nervo ulnar obtido após estímulo no ponto proximal S2. E – artefato de estímulo. AP – amplitude proximal, LP – latência proximal.

4 | DISCUSSÃO

Com base nos resultados preliminares, é possível observar que o estímulo pode ser gerado nos dois valores de duração mais utilizados e além disso permite a variação da intensidade. Também, verificou-se que o sistema é capaz de gerar um estímulo para evocar um PA e realizar o registro de um PACM.

Os PACMs registrados no nervos ulnar apresentaram valores de amplitude, latência e velocidade de condução dentro da faixa de valores esperados de acordo com trabalhos similares que realizaram a avaliação do mesmo nervo (BUSCHBACHER;

PRAHLOW, 2000; EHLER *et al.*, 2013). É importante notar que para obtenção de valores válidos em um ECN, é necessário que o estímulo seja supramáximo, o que garante que a amplitude da resposta tenha um valor máximo. Dessa forma, é esperado que os PACM registrados no mesmo nervo, com estímulos em pontos diferentes, possuam similaridade na forma e na amplitude com diferenças no tempo de latência da resposta (MALLIK; WEIR, 2005). Essa comparação pode ser feita nos registros do nervo ulnar (Figuras 5 e 6), onde pode ser vista a similaridade entre a amplitude das respostas, com latências distintas, apresentadas devido as diferentes distâncias entre os pontos de estímulo e o ponto de registro.

Este trabalho teve como objetivo ilustrar a obtenção do PA após aplicado o estímulo, o registro do PACM gerado e o cálculo dos parâmetros mais utilizados em um ECN, demonstrando a correta funcionalidade do sistema proposto.

5 | CONCLUSÃO

Os ECNs tem se mostrado um método útil para avaliar as funções nervosas periféricas. Os resultados do trabalho indicam que o sistema proposto pode ser utilizado para obter características sobre a condução de nervos motores. Com a continuidade deste trabalho espera-se utilizar o sistema em ECNs para avaliação de diferentes patologias tanto em nervos motores como em sensoriais.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem o apoio institucional e financeiro do Instituto de Engenharia Biomédica da Universidade do Federal de Santa Catarina (IEB-UFSC) e dos órgãos de fomento à pesquisa CAPES e CNPq.

REFERÊNCIAS

BUSCHBACHER, R. M.; PRAHLOW, N. D. **Manual of nerve conduction studies**. Journal of Clinical Neuromuscular Disease, v. 2, 2000.

DUMITRU, D.; NANDEDKAR, S. D.; NETHERTON, B. L. **Neurophysiology and Instrumentation**. AANEM 57th Annual Meeting, 2010.

DYCK, PETER J. ALBERS, J. W. **Diabetic polyneuropathies: update on research definition, diagnostic criteria and estimation of severity**. Diabetes/Metabolism Research and Reviews, v. 27, 2011.

EHLER, E.; RIDZOŇ, P.; URBAN, P.; MAZANEC, R.; NAKLÁDALOVÁ, M.; PROCHÁZKA, B.; MATULOVÁ, H.; LATTA, J.; OTRUBA, P. **Ulnar nerve at the elbow - normative nerve conduction study**. Journal of brachial plexus and peripheral nerve injury, v. 8, n. 1, 2013.

FAVRETTO, M. A.; ANDREIS, F. R.; COSSUL, S.; BALOTIN, A. F.; MARQUES, J. L. B. **High Density Surface EMG System Based on ADS1298-front end**. IEEE Latin America Transactions. 2017. No prelo.

KEYES, D., R. **Nerve Conduction Studies and Electromyography**. Can. Fam. Physician, v. 36, 1990.

KIMURA, J. **Electrodiagnosis in Diseases of Nerve and Muscle**. 4th. ed. USA: Oxford University Press, 2013.

MALLIK, A.; WEIR, A. I. **Nerve conduction studies: essentials and pitfalls in practice**. Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry, v. 76, n. Suppl 2, p. ii23-ii31, 2005.

WEBSTER, J. G. **Medical instrumentation: Application and design**. Control Engineering Practice, v. 5, n. 2, 2010.

WITT, J. C.; HENTZ, J. G.; STEVENS, J. C. **Carpal tunnel syndrome with normal nerve conduction studies**. Muscle and Nerve, v. 29, n. 4, p. 515–522, 2004.

ELETRODOS PARA PROCEDIMENTO DE ABLAÇÃO HEPÁTICA POR RADIOFREQUÊNCIA: UMA REVISÃO SISTEMÁTICA

Joziane Porcino da Silva

Universidade de Brasília, Faculdade de
Tecnologia,
Brasília – Distrito Federal

Suelia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa

Universidade de Brasília, Faculdade do Gama,
Gama – Distrito Federal

Jocyllen Christyne da Silva Casado

Universidade Federal de Alagoas, Faculdade de
Medicina, Maceió – Alagoas

Vitor Meireles Oliveira

Universidade de Brasília, Faculdade do Gama,
Gama – Distrito Federal

Juliana Aparecida Elias Fernandes

Universidade de Brasília, Faculdade do Gama,
Gama – Distrito Federal

Vera Regina Fernandes da Silva Marães

Universidade de Brasília, Faculdade do Gama,
Gama – Distrito Federal

RESUMO: O tratamento de carcinoma hepatocelular (HCC) feito com ablação por radiofrequência (RFA) tem ganhado ampla aceitação como uma alternativa terapêutica minimamente invasiva. Esse procedimento é feito com a introdução de um eletrodo no tumor que transmite energia térmica para destruição das células neoplásicas. A configuração do eletrodo, usado na RFA, está diretamente relacionada à necrose do tecido tumoral,

influenciando no seu sucesso terapêutico. O objetivo deste estudo foi descobrir quais são as configurações de eletrodos mais utilizadas e suas implicações, visto que existem diversos tipos de eletrodos usados na RFA. Foi realizada uma revisão sistemática de referências, dos últimos cinco anos, a partir de consultas nas plataformas: *Medline* e *PubMed*. No contexto da engenharia biomédica, os dados qualitativos referentes aos eletrodos geram resposta para o SUS e tem utilidade para avaliação de risco e comparação de fatores com a taxa de progressão local se comparada com ressecção cirúrgica.

PALAVRAS-CHAVE: RFA, HCC, eletrodo, ablação.

ABSTRACT: The treatment of hepatocellular carcinoma (HCC) made with radiofrequency ablation (RFA) has gained wide acceptance as a minimally invasive therapeutic alternative. This procedure is done by introducing an electrode in the tumor that transmits energy to necrotic cancer cells, so the electrode configuration is directly related to the success of the procedure. Because there are several types of electrodes for RFA, the objective of this study was to find out which are the most used electrode configurations and their implications. A systematic review of references from Medline and PubMed sources for the last 5 years was

carried out. In the treatment for biomedical engineering, the qualitative data referring to the electrodes generate a response to the SUS and is useful for risk assessment and comparison of factors with the local progression rate compared to surgical resection.

KEYWORDS: RFA, HCC, electrode, ablation.

1 | INTRODUÇÃO

O carcinoma hepatocelular (HCC) é um dos tipos de tumores malignos do fígado, classificado como câncer primário, por estar ligado às principais células do fígado, os hepatócitos, e sua causa pode estar associada aos vírus da hepatite B e da hepatite C (MARQUES, 2016). É o quinto tumor maligno mais frequente em todo o mundo e representa 85% dos tumores hepáticos primários sendo responsável por quase dois terços das mortes por câncer (LOZANO et al., 2013). Segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS) o HCC é a segunda causa de óbito por câncer na espécie humana (MARQUES, 2016; MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2014).

Dentre as formas de tratamento para o HCC, existem procedimentos e equipamentos que são utilizados para tentar diminuir ou até extinguir a região tumoral no fígado. Nos últimos anos, a ablação por radiofrequência (RFA) tem sido aplicada como um procedimento cirúrgico minimamente invasivo com sucesso no tratamento de tumores hepáticos (RATHKE et al., 2014; MARQUES, 2016). O procedimento da ablação do tumor ocorre com a introdução de um eletrodo especialmente equipado (sonda) para o interior do tumor, guiado por imagem. Uma vez que o eletrodo se encontra na região do tumor, a energia é transmitida por meio dele para o interior do tumor. Portanto, caso da radiofrequência, a corrente elétrica de alta frequência transmitida ocasiona um aumento de temperatura que necrosa as células cancerosas, se bem-sucedido o procedimento (SOUZA, 2016).

O sucesso do procedimento da ablação está relacionado diretamente com o posicionamento correto do eletrodo, a sua geometria e a combinação ideal de potência e tempo aplicados para garantir a necrose das células cancerígenas, evitando a morte dos tecidos saudáveis ao redor (MARQUES, 2016), portanto, o eletrodo é considerado tema que requer uma análise complementar. A resposta de tecidos hepáticos para o aquecimento térmico, quando submetido à RFA, depende do tecido hepático, duração da ablação, características do tumor, tipo da técnica de ablação e aquecimento excessivo do tecido nas proximidades do eletrodo (SOUZA, 2016; Stoffner, 2012).

Diante desse cenário, atualmente há uma busca de aperfeiçoamento e desenvolvimento dos eletrodos, a fim de melhorar as configurações das agulhas. O tipo de eletrodo utilizado depende do tamanho e características do tumor, existindo de modelos simples a complexos e diversos formatos que objetivam garantir o melhor volume de ablação para destruição do tecido tumoral. Portanto, este trabalho teve como objetivo revisar a literatura em busca das melhores configurações dos eletrodos utilizados no procedimento de RFA.

2 | MATERIAIS E MÉTODOS

O eletrodo é definido como um Equipamento Médico Assistencial (EMA) e, para ser inserido no Sistema Único de Saúde (SUS) deverá passar por um processo de avaliação por parte do Ministério da Saúde (MICHAEL, 2009). Portanto, seguiu-se o protocolo recomendado pela Diretriz Metodológica para Estudos de Avaliação de EMA de levantamento de informações e avaliação, mediante o domínio clínico, onde busca-se nos estudos primários, a eficácia e tecnologia em estudo. Esse domínio considera a revisão sistemática como evidência científica de alta qualidade (MICHAEL, 2009), sendo então a metodologia de estudo escolhida para este trabalho, seguindo as etapas dispostas na Figura 1.

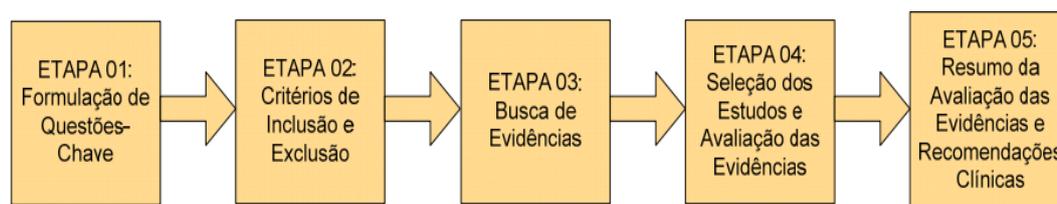


Figura 1: Domínio Clínico das Diretrizes Metodológicas para Avaliação de EMAs (MICHAEL, 2009).

A pergunta de pesquisa que norteou a busca dos trabalhos foi: “Qual a melhor configuração de eletrodo para o procedimento de ablação por radiofrequência no fígado?” As bases de dados consultadas foram *Medline (Medical Literature Analysis and Retrieval System Online)* via *Pubmed*, com pesquisa entre os anos 2012-2017, no idioma inglês, usando as palavras-chave: ((*Ablation AND radiofrequency*) OR (*ARF*)) OR (*tumour AND hepatocellular*) AND *electrode*.

Os critérios de exclusão foram os seguintes: ausência do texto completo; consistir no procedimento de ablação para outros órgãos; não conter informações da zona de ablação; apresentar avaliação de variáveis do procedimento de ablação que não são influenciadas pelo eletrodo. Quanto aos critérios de inclusão, foram incluídos os trabalhos que tratavam do assunto objetivo de estudo: a geometria do eletrodo; sua forma e configuração; análise da zona de ablação e eficácia terapêutica. Os trabalhos foram selecionados por meio da avaliação dos autores que analisaram os títulos e resumos e leram na íntegra alguns estudos.

3 | RESULTADOS

Foram encontrados 541 trabalhos a partir das palavras chave listadas e o filtro estabelecido trouxe 22 trabalhos resultantes. Destes, foram incluídos 16, por terem apresentado os critérios de inclusão necessários e ter atendido aos requisitos do estudo.

Neste trabalho serão apresentadas apenas as 4 referências, entre as 16 incluídas

devido o limite de páginas estabelecido. Os trabalhos escolhidos foram considerados os mais relevantes nos quesitos de detalhamento, resultados e menor número de limitações de pesquisa.

A seguir, serão apresentados alguns tipos de eletrodos para o procedimento de RFA encontrados nos trabalhos incluídos no presente estudo. Os eletrodos que possuem um diâmetro e uma superfície de contato maior com o tecido possuem um campo elétrico ativo mais alto, o que proporciona maior quantidade de energia de radiofrequência e maior quantidade de calor em torno da ponta. Isso resulta em criação de grandes zonas de ablação (PARK *et al.*, 2014; LEE *et al.*, 2013).

O eletrodo refrigerado geralmente gera uma zona de ablação de forma cilíndrica e pode requerer ablações sobrepostas para obter uma margem de ablação suficiente para tumores maiores que 2,5 cm (PARK *et al.*, 2014).

No trabalho de PARK *et al.*, 2014 foi feita uma comparação entre dois eletrodos internamente resfriados, um de 15 Gauge (G) e outro de 17G quanto ao volume de ablação, taxa de progressão do tumor local e taxa de complicações após RFA.

Os autores de PARK *et al.*, 2014 constataram que o eletrodo 15G tinha um calibre mais espesso e se encurvava pouco na inserção no fígado por ser mais rígido que o eletrodo 17G. Os radiologistas fizeram a escolha entre os dois eletrodos com base no tamanho, localização e geometria do tumor (PARK *et al.*, 2014). Foi concluído que os tempos de ablação, a eficácia terapêutica e taxa de complicações após a RFA não foram significativamente diferentes e que o eletrodo de 15G resultou em um volume de zona de ablação maior que o eletrodo 17G, significando um melhor desempenho do eletrodo 15G (PARK *et al.*, 2014).

Em PARK *et al.*, 2016, os autores fizeram uma alteração de angulação da ponta no *Cool-tip™ RF Ablation Single Electrode* visando obter comprimento maior da margem de ablação que é considerada um fator de risco para a recorrência tumoral após o procedimento de RFA (Figura 3).

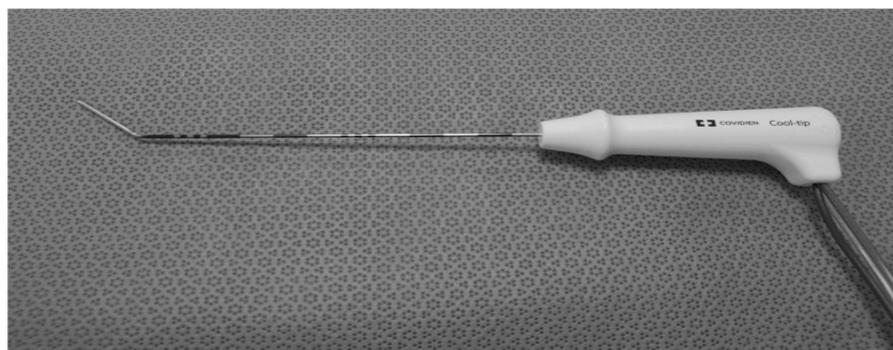


Figura 2: Eletrodo Cool-tip™ com angulação modificada (PARK *et al.*, 2016).

Esse eletrodo foi utilizado para o procedimento de RFA de pequenos tumores subcapsulares que encostaram-se à parede abdominal. Sua desvantagem é que a junção do segmento isolado e exposto não pode ser detectada por ultrassonografia. A solução proposta foi inclinar o eletrodo manualmente numa angulação de 25 a 35°,

adicionando 4 ou 5 curvas pequenas dentro dos 5 ou 6 mm de comprimento, centrado na junção do segmento isolado e exposto, conforme apresenta-se na Figura 3.

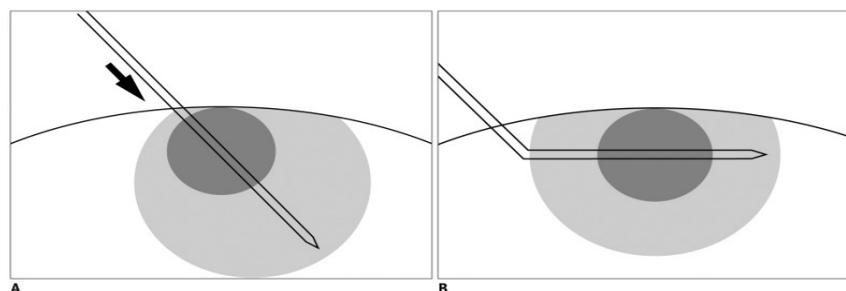


Figura 3: Margem de ablação insuficiente no lado proximal do eletrodo (seta) (A). A margem de ablação com configuração mais simétrica (B) (PARK et al., 2016).

Nesse trabalho, os autores concluíram também que o peso dos tubos e do cabo pode ter o efeito minimizado com a alteração proposta. Além disso, avaliaram o eletrodo Cool-tip™ para o tumor subcapsular superficial como uma técnica viável para a margem de ablação adequada e menor incidência de complicações (PARK et al., 2016).

Para expandir a zona de RFA, foram desenvolvidos vários eletrodos agulhas, como eletrodos internamente refrigerados, perfundidos, bipolares, expansíveis e agrupados, além do uso de múltiplos eletrodos.

Em PARK et al., 2012 os autores comparam a usabilidade de RFA entre um eletrodo com administração de solução salina e RFA com oclusão de entrada vascular hepática usando a manobra de Pringle, que consiste em clampear a artéria hepática para interromper o fluxo de sangue (MARQUES, 2016), in vivo. O estudo concluiu que tanto o uso de um eletrodo *Internally Cooled Wet* (ICW) como a oclusão vascular hepática aumentaram a zona de ablação.

A administração salina é usada para expandir a zona de ablação, por melhorar a condutividade elétrica e térmica do tecido durante a RFA. O eletrodo ICW foi desenvolvido para administração salina no tecido hepático durante a RFA e para o resfriamento interno simultâneo da agulha do eletrodo (PARK et al., 2012). O uso do eletrodo ICW induziu uma zona de ablação maior e com fácil manuseio em comparação ao uso de oclusão vascular hepática. Na Figura 4 o sistema do eletrodo agulha de radiofrequência é apresentado.

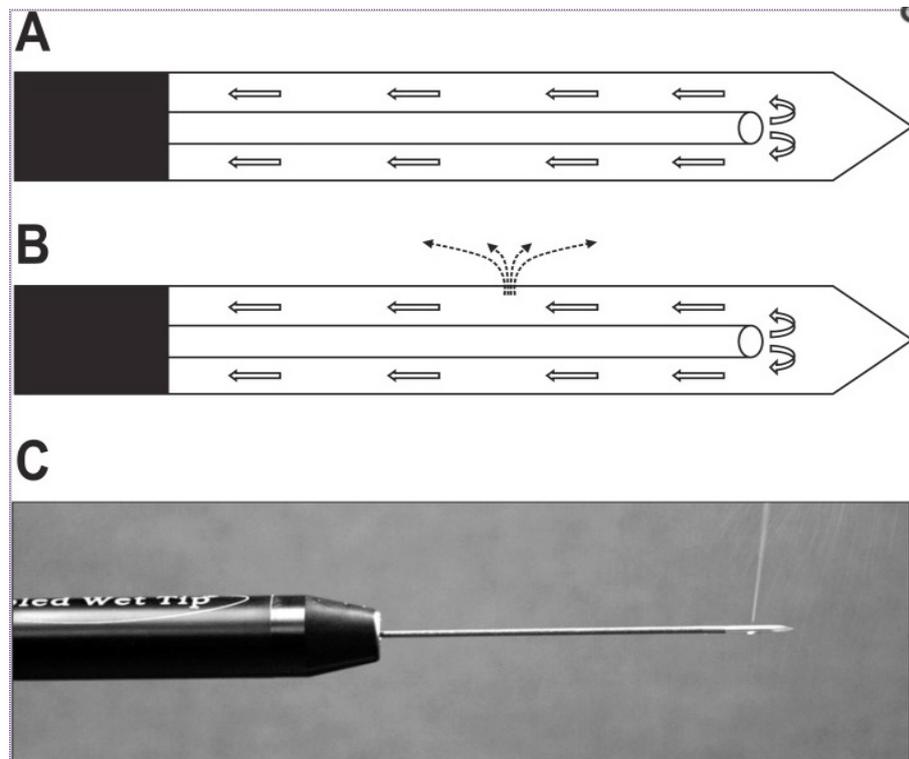


Figura 4: (A) Diagrama do sistema de eletrodo molhado internamente. (B) Diagrama do sistema de eletrodo molhado internamente (ICW). (C) Foto do eletrodo ICW (PARK et al., 2012).

No diagrama da Figura 4(A), a solução salina gelada é circulada durante a ablação para resfriamento interno. As setas indicam a direção do fluxo salino. Já no diagrama da Figura 4(B), o vazamento na superfície da agulha permite que a solução salina seja infundida no tecido (linha pontilhada). O eletrodo da Figura 4(C), Jet tip®, possui uma ponta ativa de 1 cm e uma microfuro na ponta da agulha do eletrodo com o jato de solução salina saindo por meio dele (PARK *et al.*, 2012).

A Figura 5 apresenta um quadro caracterizando o uso de cada eletrodo citado anteriormente, facilitando a comparação entre os mesmos.

Tipo do eletrodo	Característica do tumor	Número de pacientes	Critério de avaliação de sucesso	Eficácia/reincidência neoplásica	Conclusão	Solução salina X temperatura	Taxa de infusão
15G	2 cm	63	Tumor coberto pela zona de ablação	Ausência de nódulos na zona de ablação após 1 mês e na avaliação a cada 3-4 meses; Eficácia de 100%	15G pode ser melhor que o 17G por ter produzido um maior volume de ablação	—	—
17G		53				—	—
CoolTip 17G com alteração de angulação	Tumores de 3 cm que encostaram a parede abdominal	15	Necrose coagulativa completa do tumor que encostava o fígado na parede	Necrose de 100% dos tumores. Nenhuma reincidência no tempo de 21 a 1022 dias após o	Possibilita a detecção do segmento exposto do eletrodo por ultra-sonografia	—	—
ICW	tumores maiores que 5 cm	3	Administração salina diminuiu a impedância do tecido e aumentou o fluxo de corrente.	Volume da zona de ablação 279% maior	Pode ser útil para tratamento de grandes tumores hepáticos	9% de solução salina manteve a temperatura do eletrodo abaixo de 25°C	0,7mL/min

Figura 5: Quadro comparativo das principais variáveis relacionadas aos eletrodos estudados (os autores).

Em YOON *et al.* apresentou-se um estudo que comparou a eficiência in vivo do eletrodo *Separable Clustered* (SC) (Octopus®, STARmed) em dois geradores diferentes, ao contrário dos eletrodos apresentados anteriormente, que utilizavam apenas um gerador. O eletrodo SC é composto de 3 eletrodos, semelhante a um eletrodo agrupado, porém sendo diferente no aspecto de que no eletrodo agrupado convencional cada eletrodo individual é separável. Os três eletrodos do eletrodo SC podem ser usados ainda como três eletrodos molhados, e o eletrodo SC pode ser utilizado como um eletrodo monopolar (Figura 6).



Figura 6: Eletrodo separável Octopus®, STARmed (YOON *et al.*, 2014).

Os resultados do estudo YOON *et al.* mostraram que o eletrodo SC utilizado com gerador duplo (entrega de energia simultânea para dois eletrodos) é uma técnica viável, segura e cria uma zona de ablação unificada, com formas ovais ou redondas ideais e espera-se que a técnica seja usada para tratamento de tumores de tamanho de 2 a 4 cm com melhores taxas de controle de tumor (YOON *et al.*, 2014).

4 | DISCUSSÃO

Para a engenharia, no contexto do trabalho de revisão sistemática, os dados referentes ao eletrodo geram resposta para o SUS na forma de síntese qualitativa de dados. Os dados extraídos são úteis para avaliação de risco dos EMAs (MICHAEL, 2009).

Após o procedimento de ablação por RFA em tumores hepáticos, existe um fator de risco significativo de recorrência tumoral devido à margem de ablação insuficiente (PARK *et al.*, 2016). Mesmo assim, é necessário considerar as situações em que o tumor está em locais de alto risco, pois a ablação torna-se agressiva. Portanto, alcançar a margem suficiente pode ser difícil e pode acabar gerando complicações e recorrência tumoral local (PARK *et al.*, 2016).

Quanto à avaliação de eficácia terapêutica dos eletrodos 15G e 17G, não houve diferenças significativas, porém quanto ao volume de ablação, o 15G foi maior que o 17G em um intervalo de tempo semelhante, ou seja, o 15G pode fazer uma ablação de tamanho semelhante em um intervalo de tempo menor. Além disso, o eletrodo de 15G apresenta maior precisão, por ser mais rígido (PARK *et al.*, 2014).

Do conteúdo apresentado infere-se que há uma boa aceitação do procedimento de RFA para o tratamento de HCC, que cresceu muito por ser menos invasivo. Mas

é discutível que a RFA tem como limitação a sua maior taxa de progressão do tumor local, se comparada com a de ressecção cirúrgica, devido a sua incapacidade para criar de forma viável um volume de ablação satisfatório (YOON et al., 2014).

5 | CONCLUSÃO

A partir do estudo feito, os eletrodos mais encontrados foram do tipo agulha, com diversas variações. Percebeu-se que os vários tipos de eletrodos são estudados e aperfeiçoados de modo que melhorem sua zona de ablação tumoral e que apresentem a menor taxa de reincidência neoplásica possível. Existem ainda outros tipos que não foram abordados nesse estudo, como o guarda-chuva e suas variações, por exemplo, que precisam ser avaliados quanto ao formato, geometria, e demais configurações.

6 | AGRADECIMENTOS

O grupo de pesquisa agradece aos órgãos que fomentaram o recurso do projeto: Ministério da Saúde via Departamento do Complexo Industrial e Inovação em Saúde (DECIIS), Centro de Desenvolvimento Tecnológico (CDT/UnB), Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) e Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (Capes).

REFERÊNCIAS

Lee ES, Lee JM, Kim KW, Lee IJ, Han JK, Choi BI. **Evaluation of the in vivo efficiency and safety of hepatic radiofrequency ablation using a 15-g octopus(R) in pig liver.** Korean J Radiol. Coreia do Sul, v. 14, p. 194–201, 2013.

Lozano R et al. **Global and regional mortality from 235 causes of death for 20 age groups in 1990 and 2010: a systematic analysis for the global burden of disease study 2010.** The Lancet, Elsevier. Londres, v. 380, n. 9859, p. 2095–2128, 2013.

MARQUES, Marina Pinheiro. **Desenvolvimento de um eletrodo expansível de níquel-titânio para ablação hepática por radiofrequência.** Brasília, 2016. Disponível em < <http://repositorio.unb.br/handle/10482/22150> > Acessado em 28 Jun 2018.

Diretrizes metodológicas : elaboração de estudos para avaliação de equipamentos médicos-assistenciais / Ministério da Saúde, Secretaria de Ciência, Tecnologia e Insumos Estratégicos, Departamento de Ciência e Tecnologia – 1. ed., 1. reimpr. – Brasília : Ministério da Saúde, 2014.

Michael L.D.K.M.F. **Carcinoma hepatocelular(chc): uma perspectiva mundial.** Guia Mundial de la Organización Global de la Gastroenterología, p. 1–15, 2009.

Park HJ, Lee MW, Song KD, et al. **Comparison of therapeutic efficacy and safety of radiofrequency ablation of hepatocellular carcinomas between internally cooled 15-G and 17-G single electrodes.** The British Journal of Radiology. London, n. 87(1036):20130534, 2014.

Park M-H, Cho J-S, Shin BS, Jeon GS, Lee B, Lee K. **Comparison of Internally Cooled Wet Electrode and Hepatic Vascular Inflow Occlusion Method for Hepatic Radiofrequency Ablation. Gut and Liver.** Seoul, n. 6(4), p.471-475, 2012.

Park SI, Kim IJ, Lee SJ, et al. **Angled Cool-Tip Electrode for Radiofrequency Ablation of Small Superficial Subcapsular Tumors in the Liver: A Feasibility Study.** Korean Journal of Radiology. Coreia do sul, n. 17(5), p.742-749, 2016.

Rathke H et al. **Comparison of four radiofrequency ablation systems at two target volumes in an ex vivo bovine liver model.** Diagn Interv Radiol. Ankara, v. 20, p. 251–258, 2014.

SOUZA, Afonso D. S, **Ablação por radiofrequência: análise do balanço de energia e impedância em um ponto e desenvolvimento de eletrodo.** Brasília,2016. Disponível em < https://fga.unb.br/articles/0001/9080/afonso_delgado_tcc2.pdf >. Acesso em: 28 Jun. 2018.

STARmed. **Proteus RF electrode.** Disponível em < http://www.starmed4u.com/starmed/sub02/sub02_03_6.php > Acesso em 19 de jun. 2017.

Stoffner R. **Multipolar radiofrequency ablation using 4–6 applicators simultaneously: a study in the ex vivo bovine liver. In: European Journal of Radiology.** Austria, v. 81, n. 10, p. 2568–2575, 2012.

Yoon JH, Lee JM, Hwang EJ, et al. **Monopolar Radiofrequency Ablation Using a Dual-Switching System and a Separable Clustered Electrode: Evaluation of the In Vivo Efficiency.** Korean Journal of Radiology. Coreia do Sul, n. 15(2), p. 235-244, 2014.

ELETROMIOGRAFIA DOS MÚSCULOS ABDOMINAIS EM EXERCÍCIOS DE ESTABILIZAÇÃO DO TRONCO COM DIFERENTES SUPERFÍCIES INSTÁVEIS

Frederico Balbino Lizardo

Laboratório de Eletromiografia Cinesiológica (LABEC) da Universidade Federal de Uberlândia (UFU), Uberlândia-MG, Brasil.

Phillipe Rodrigues Alves Santos

LABEC-UFU, Uberlândia-MG, Brasil.

Gilmar da Cunha Sousa

LABEC-UFU, Uberlândia-MG, Brasil.

Fabio Clemente Gregorio

LABEC-UFU, Uberlândia-MG, Brasil.

Franciel José Arantes

LABEC-UFU, Uberlândia-MG, Brasil.

Carlos Eduardo da Silva Pereira

LABEC-UFU, Uberlândia-MG, Brasil.

Fausto Bérzin

Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba-SP, Brasil.

Delaine Rodrigues Bigaton

Universidade Metodista de Piracicaba, Piracicaba-SP, Brasil.

RESUMO: O treinamento resistido instável envolve exercícios realizados sobre superfície instável utilizando a própria massa corporal como resistência ou cargas externas. Objetivou-se analisar a atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos abdominais no exercício de estabilização prancha ventral em três situações: a) estabilidade normal; (b) instabilidade simples

no membro superior e (c) instabilidade dupla. A amostra foi composta por 22 voluntários do gênero masculino, fisicamente ativos e sem distúrbio neuromuscular. A coleta de dados foi realizada utilizando-se eletrodos de superfície diferenciais simples, com ganho de 20 vezes, e registrada por meio de um eletromiógrafo computadorizado. O sinal eletromiográfico foi analisado no domínio temporal (*Root Mean Square* - RMS) e normalizado pela Contração Isométrica Voluntária Máxima. Os dados foram submetidos à análise estatística paramétrica, empregando-se teste de análise de variância de medidas repetidas (ANOVA). Os resultados demonstraram que a utilização de instabilidade simples com bola de ginástica e instabilidade dupla na prancha ventral intensifica a atividade EMG dos músculos abdominais em relação ao exercício estável, todavia, apesar da grande dificuldade demonstrada na prancha ventral com instabilidade dupla, não foi encontrado maior ativação em comparação a instabilidade simples com bola de ginástica, não sendo justificável a utilização da instabilidade dupla quando objetiva-se aumentar a atividade EMG desses músculos. Além disso, a bola de ginástica é a superfície mais indicada para aumentar a atividade EMG dos músculos abdominais globais na prancha ventral em comparação ao *bosu*, portanto, a influência da superfície instável é dependente do músculo,

exercício e tipo de instabilidade.

PALAVRAS-CHAVE: Prancha ventral, *core*, reto do abdome, *bosu* e bola de ginástica.

ABSTRACT: Unstable resistance training involves exercises that are performed on unstable surface using the own body weight as resistance or external loads. This study aimed to analyze the electromyographic activity of the trunk muscles in the front bridge exercise in three situations: a) normal stability; (B) simple instability in the upper limb; and (c) double instability. Twenty-two male volunteers, physically active and without neuromuscular disorder, were recruited for this study. Data collection was performed using single differential surface electrodes, with a gain of 20 times, and recorded by a computerized electromyograph. The electromyographic signal was analyzed in the time domain (root mean square - RMS) and normalized by using the maximum voluntary isometric contraction. Data were analyzed by parametric tests, employing analysis of variance (ANOVA) for repeated measures. The results showed that the use of simple instability with gym ball and double instability in the front bridge exercise intensifies the EMG activity of the abdominal muscles in relation to the stable exercise, however, despite the difficulty great shown in the front bridge with double instability, no greater activation was found in comparison to simple instability with gym ball, and the use of double instability is not justifiable when aiming to increase the EMG activity of these muscles. In addition, the gym ball was shown to be the most suitable surface to increase the EMG activity of global abdominal muscles in the front bridge exercise compared to *bosu*, therefore, the influence of the unstable surface is dependent on the muscle, the exercise and the type of instability.

KEYWORDS: Front bridge, *core*, rectus abdominis, *bosu* and gym ball.

1 | INTRODUÇÃO

O *core* é um segmento do corpo relacionado com o tronco ou, mais especificamente, com a região lombar-pélvica, e sua estabilidade é fundamental para proporcionar uma base durante movimentos dos membros superior e inferior em atividades da vida diária ou gestos esportivos, suportar cargas, prevenir disfunções como lombalgia, desenvolver força e proteger a medula espinal e suas raízes neurais (ELLSWORTH, 2012).

O sistema de estabilização do *core* é dividido em três subsistemas distintos: subsistema passivo, subsistema ativo muscular e subsistema neural. O subsistema passivo consiste nos ligamentos da coluna vertebral e as articulações entre as faces articulares das vértebras adjacentes (articulações zigoapofisárias), que sustentam uma carga limitada de cerca de 10 kg, portanto, o subsistema ativo muscular é necessário para permitir o suporte da própria massa corporal e de cargas adicionais associados com as atividades dinâmicas. Quando considerado de forma independente, o subsistema passivo tem um potencial limitado para estabilizar a coluna vertebral (WILLARDSON, 2007; BEHM et al., 2010).

O subsistema ativo é composto pelos músculos do tronco, que podem ser classificados em locais e globais de acordo com suas características anatômicas e funcionais (BEHM et al., 2010). Os estabilizadores locais são os músculos profundos da coluna vertebral (multífido [MU]) e parede abdominal (transverso do abdome [TA] e oblíquo interno do abdome [OI]) e estão associados com a estabilidade segmentar da coluna durante movimentos do corpo ou ajustes posturais. Como estabilizadores globais, são considerados os músculos superficiais da região abdominal e lombar (reto do abdome [RA], oblíquo externo do abdome [OE] e eretor da espinha [EE]) que atuam na estabilização multissegmentar e são agonistas nos movimentos flexão, rotação e extensão do tronco (BEHM et al., 2010; SUNDSTRUP et al., 2012).

O subsistema neural tem a complexa tarefa de monitorar e ajustar continuamente as forças musculares baseado no feedback fornecido pelos fusos neuromusculares, os órgãos tendinosos de Golgi e ligamentos da coluna vertebral. Os requisitos para a estabilidade pode variar instantaneamente, de acordo com os ajustes posturais ou cargas externas aplicadas. O subsistema neural deve trabalhar concomitantemente para garantir estabilidade suficiente mas também para permitir movimentos articulares (WILLARDSON, 2007).

Em relação ao treinamento do *core*, existem duas linhas básicas de trabalho: uma voltada para a qualidade de vida e outra direcionada para o esporte de alto rendimento. A estabilidade do *core* é um componente fundamental para maximizar a eficiência atlética por meio da ativação de cadeia cinética que gerará melhoras no posicionamento e na velocidade de movimento (EVANGELISTA; MACEDO, 2011).

O treinamento do *core* para a qualidade de vida está relacionado principalmente à diminuição na prevalência da dor lombar referida. Nos dias atuais, calcula-se que 70 a 80% da população mundial têm ou terão algum problema relacionado a lombalgia, com episódios mais frequentes em indivíduos entre os 30 a 50 anos (EVANGELISTA; MACEDO, 2011). O impacto na sociedade, geralmente, é avaliado pelos custos diretos e indiretos, como com cuidados médicos e compensações, chegando a bilhões de dólares anualmente em todo o mundo (ROSSI, 2011).

Na prática desportiva, segundo estudos epidemiológicos, a lombalgia acomete de 30 a 60% dos ciclistas, representando uma das queixas mais comuns entre as disfunções musculoesqueléticas neste esporte (ALENCAR et al., 2011). Gillies e Dorgo (2013) afirmaram que entre 21 e 84% dos atletas de “esportes rotacionais” como tênis, beisebol e golfe, tiveram lombalgia durante a participação em seu esporte, além disso, tal como acontece com atletas de outros esportes que exigem movimentos repetitivos de extensão, rotação ou flexão do tronco, ginastas demonstram alta prevalência de dor lombar (DURALL et al., 2009).

Desse modo, vários programas de intervenção utilizando exercícios de estabilização da coluna foram propostos com o intuito de aprimorar a estabilidade lombar e automaticamente prevenir e reabilitar a dor lombar não específica (MARQUES et al., 2013).

Os exercícios de estabilização do tronco (ponte, prancha ventral e lateral) consistem na manutenção da posição “neutra” da coluna com aplicação de diferentes tipos de sobrecarga, como movimento dos membros (KIM; OH; PARK, 2013; TAN et al., 2013), utilização de superfícies instáveis (IMAI et al., 2010) ou a combinação destas estratégias (FELDWIESER et al., 2012).

Com a crescente popularidade do treinamento do *core*, diferentes equipamentos são lançados no mercado, dentre os quais, destacam-se as superfícies instáveis (bola de ginástica, *bosu*, disco e rolo de espuma) que são amplamente utilizadas na prática clínica e no âmbito esportivo (BEHM et al., 2010).

Devido a popularidade das superfícies instáveis e sua aplicação na área de reabilitação e treinamento, torna-se importante verificar os efeitos da utilização destes equipamentos no exercício de estabilização prancha ventral para preencher lacunas existentes na literatura e responder dúvidas, tais como: (1) A instabilidade dupla produzirá maior ativação eletromiográfica (EMG) dos músculos abdominais em comparação com instabilidade simples? (2) A utilização da bola de ginástica produzirá maior ativação EMG dos músculos abdominais em comparação com *bosu*?

A utilização da eletromiografia de superfície representa uma ferramenta de avaliação inicial para estabelecer diferenças agudas na ativação muscular entres estes exercícios, proporcionando uma base teórica para consumidores e para o direcionamento de programas de prevenção, reabilitação e treinamento esportivo que objetivam o desenvolvimento e fortalecimento do *core*, pois, segundo Martuscello et al. (2013), exercícios que maximizam a atividade EMG podem proporcionar maiores desafios para o sistema neuromuscular e, conseqüentemente, serem mais eficazes para a melhora da força muscular.

Portanto, objetivou-se analisar a atividade EMG dos músculos abdominais no exercício de estabilização prancha ventral, em três situações: (a) estabilidade normal; (b) instabilidade simples no membro superior e (c) instabilidade dupla.

2 | MATERIAIS E MÉTODOS

Trata-se de um estudo de caráter experimental-quantitativo, aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (número 174.012) da Universidade Federal de Uberlândia (UFU) e desenvolvido no Laboratório de Eletromiografia Cinesiológica (LABEC) da UFU.

A amostra foi composta por 22 voluntários do gênero masculino, com idade entre 23.65 ± 4.49 anos, massa corporal 71.31 ± 7.85 kg, estatura 175.35 ± 5.48 cm e Índice de Massa Corporal (IMC) 23.14 ± 1.74 kg/m². Como critérios de inclusão, todos os sujeitos deveriam ser considerados fisicamente ativo ou muito ativo, de acordo com a classificação do questionário internacional de atividade física (IPAQ versão curta), ter experiência em treinamento resistido de no mínimo um ano anterior a este estudo, e possuir IMC normal. Os voluntários não possuíam experiência nas cinco variações de prancha ventral, porém, todos tinham experiência no exercício prancha ventral normal

(sem superfície instável).

Foram excluídos indivíduos com histórico de lombalgias, avaliado pelo índice de incapacidade lombar Oswestry, e/ou qualquer outro tipo de disfunção musculoesquelética que pudesse interferir na execução dos exercícios. Foram excluídos os indivíduos que utilizavam medicamentos que pudessem influenciar a atividade muscular.

O tamanho da amostra (n) foi determinado por meio do cálculo amostral com base no parâmetro eletromiográfico *Root Mean Square* (RMS) do músculo RA, obtido em um estudo piloto com seis voluntários. O cálculo amostral foi realizado utilizando-se o aplicativo BioEstat 4.0, *power* de 80% e *alpha* = 0,05. Este cálculo forneceu uma amostra de tamanho $n = 22$ para este estudo.

Foi utilizado o eletromiógrafo computadorizado da MyosystemBr1 P84/DATAHOMINIS Tecnologia® (Uberlândia, MG, Brasil), projetado de acordo com normas da *International Society of Electrophysiology and Kinesiology* (ISEK), o qual possui impedância de entrada de 1015 Ohms, conversor analógico/digital com resolução de 16 bits, filtros *Butterworth* e bateria recarregável integrada. Os sinais eletromiográficos foram coletados e processados posteriormente usando um aplicativo de *software Myosystem Br1* (versão 3.5.6). A frequência de amostragem foi de 2000 Hz por canal e os sinais foram submetidos a um filtro passa-banda de 20 a 500 Hz.

Para captação dos sinais, utilizou-se eletrodos de superfície diferenciais simples (DataHominis Tecnologia Ltda., Uberlândia, MG, Brasil) constituído por duas barras retangulares paralelas, ganho de 20 vezes, razão de rejeição em modo comum de 92 dB e razão sinal/ruído $< 3\mu\text{V RMS}$. A preparação dos voluntários consistiu em tricotomia e limpeza da pele com álcool 70%.

Os eletrodos de superfície foram colocados nos músculos reto do abdome (RA), oblíquo externo do abdome (OE) e oblíquo interno do abdome (OI) do antímero direito, com sua orientação paralela e as barras de detecção do sinal perpendicular ao sentido das fibras musculares (DE LUCA, 1997). O eletrodo no músculo RA foi alinhado verticalmente e fixado no centro do ventre muscular no ponto médio entre o processo xifóide do osso esterno e cicatriz umbilical, aproximadamente três centímetros lateral e cinco centímetros superior a cicatriz umbilical (HIBBS et al., 2011).

Para o músculo OE, o eletrodo foi colocado superiormente a espinha ilíaca ântero-superior (EIAS) do osso do quadril, aproximadamente a 15 centímetros laterais da cicatriz umbilical (GARCÍA-VAQUERO et al., 2012). O eletrodo do músculo OI foi alinhado horizontalmente e colocado dois centímetros inferior e medial a EIAS do osso do quadril (HIBBS et al., 2011; GARCÍA-VAQUERO et al., 2012).

A coleta de dados foi dividida em dois dias distintos. No primeiro, os voluntários passaram por avaliação física (estatura e massa corporal), responderam dois questionários (versão curta - IPAQ e índice de incapacidade lombar Oswestry) e realizaram a familiarização dos exercícios e contração isométrica voluntária máxima (CIVM). A coleta dos dados eletromiográficos ocorreu uma semana depois, no qual foram realizadas duas CIVM de 5 segundos para cada músculo com intervalo de três

minutos, para posterior normalização dos dados. Os testes de CIVM dos músculos RA, OE e OI foram realizados pelos voluntários de acordo com as respectivas funções musculares e seguindo as recomendações da literatura específica (VERA-GARCIA; MORESIDE; MCGILL, 2010).

Posteriormente, os voluntários realizaram duas repetições de cada exercício de prancha ventral com cinco segundos de contração isométrica, intervalo de um minuto entre as repetições e dois minutos entre os diferentes exercícios. Foram realizados cinco exercícios de prancha ventral, em ordem aleatória, que estão demonstrados na figura 1.

Os exercícios foram executados com respiração normal e o tamanho da bola de ginástica (*gym ball, adidas performance* - FIT4 STORE, Campinas, SP, Brasil) foi selecionada de acordo com altura do sujeito (SUNDSTRUP et al., 2012) e foi inflada em relação ao peso do voluntário (ESCAMILLA et al., 2010).

O disco de equilíbrio (Disco Flex Multiuso – MERCUR S.A., Santa Cruz do Sul, RS, Brasil) possui 30 cm e foi inflado de forma que as superfícies (os dois lados do disco) permanecessem planas, seguindo as recomendações do fabricante. O equipamento *bosu* (Bosu Balance - ISP Dyna, Campinas, SP, Brasil) foi inflado até uma altura recomendada de aproximadamente 25 cm, e foi utilizado com a plataforma apoiada no chão (*bosu normal*) e virada para cima (*bosu virado*).

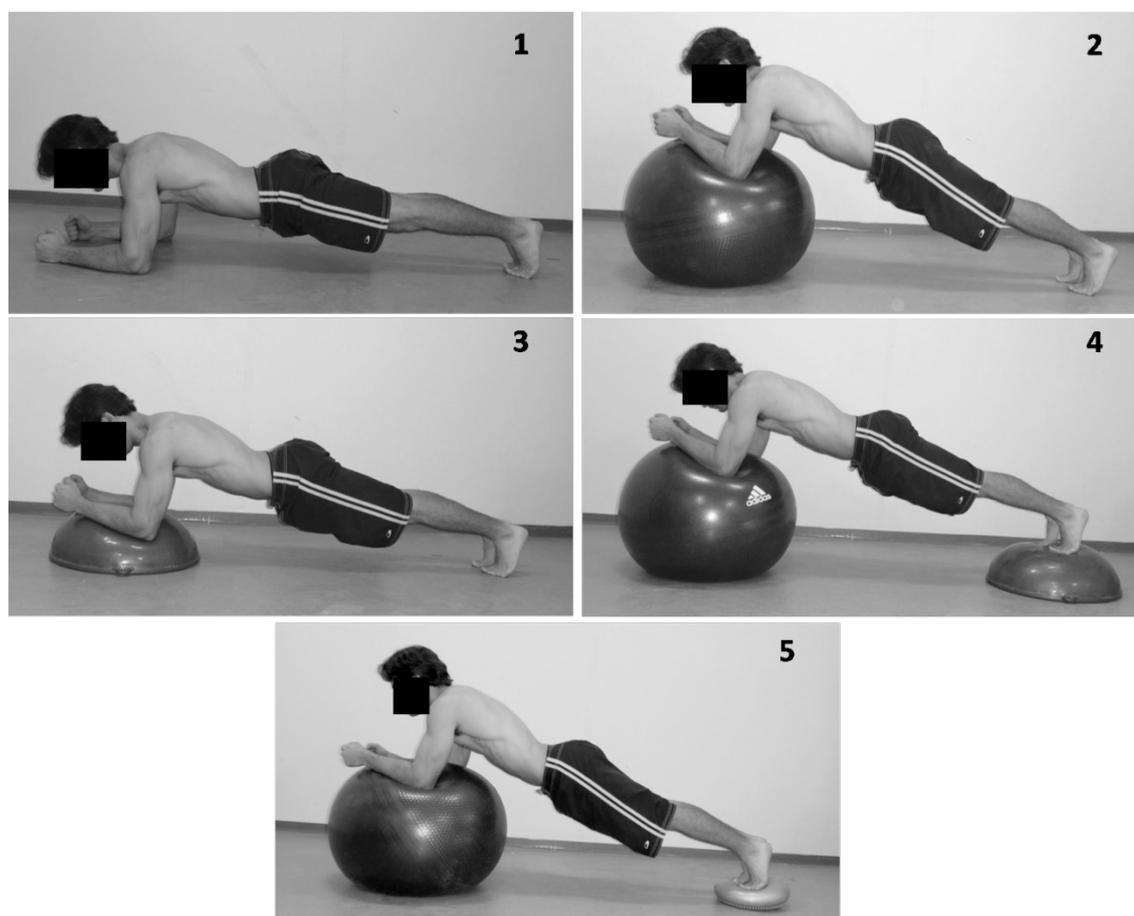


Fig. 1: Exercícios de estabilização do tronco: (1) PV: prancha ventral; (2) PV-BGS: prancha ventral com bola de ginástica no membro superior; (3) PV-BOS: prancha ventral com bosu no

membro superior; (4) PV-BGB: prancha ventral com bola de ginástica e bosu; (5) PV-BGD: prancha ventral com bola de ginástica e disco.

Para análise do sinal, os valores brutos de RMS de cada músculo foram processados a partir de uma janela de tempo de 3 segundos centrais na CIVM e nos exercícios de estabilização, correspondendo ao trecho médio de atividade. Os valores de RMS de cada músculo foram calculados a partir da média das duas repetições em cada exercício e normalizados em termos de porcentagem do valor máximo da CIVM. Os valores de coeficientes de correlação intraclasse (ICC) do RMS nos testes de CIVM foram 0.896 (RA), 0.887 (OE) e 0.865 (OI).

A análise estatística foi realizada utilizando-se o programa computadorizado GraphPad Prism (versão 3.0 – Graphpad Software, Inc). Utilizou-se o teste Kolmogorov-Smirnov para avaliar normalidade dos dados e, posteriormente, aplicou-se a análise de variância de medidas repetidas de um fator (ANOVA) para comparação das médias dos valores de RMS normalizado (RMSn) do mesmo músculo em diferentes exercícios, sendo utilizado o teste de comparações múltiplas de Bonferroni para apontar eventuais diferenças. O nível de significância foi 5% ($p < 0.05$) e o tamanho do efeito (*effect size* - ES) foi calculado utilizando a descrição de *Cohen's* para interpretação (ES = 0.2 pequeno; ES = 0.5 médio e ES = 0.8 grande).

3 | RESULTADOS

Os valores da atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos RA, OE e OI durante os exercícios de prancha ventral estão demonstrados na figura 2, no qual foi demonstrado que a atividade EMG do RA foi significativamente maior nos exercícios prancha ventral com bola de ginástica no membro superior (PV-BGS; 38.55%), prancha ventral com bola e bosu (PV-BGB; 39.46%) e prancha ventral com bola e disco (PV-BGD; 41.70%) em comparação aos exercícios prancha ventral normal (PV= 22.76%; $p < 0.05$; ES=0.78-0.84) e prancha ventral com bosu no membro superior (PV-BOS= 24.27%; $p < 0.05$; ES=0.63-0.71).

A atividade EMG do OE foi significativamente mais alta na PV-BGD (35.15%) em comparação com os exercícios PV (23.44%; $p < 0.05$; ES=0.84) e PV-BOS (24.89%; $p < 0.05$; ES=0.78). A atividade EMG do OI foi significativamente maior nos exercícios PV-BGB (21.41%) e PV-BGD (21.45%) em comparação com PV (13.07%; $p < 0.05$; ES=0.75-0.79).

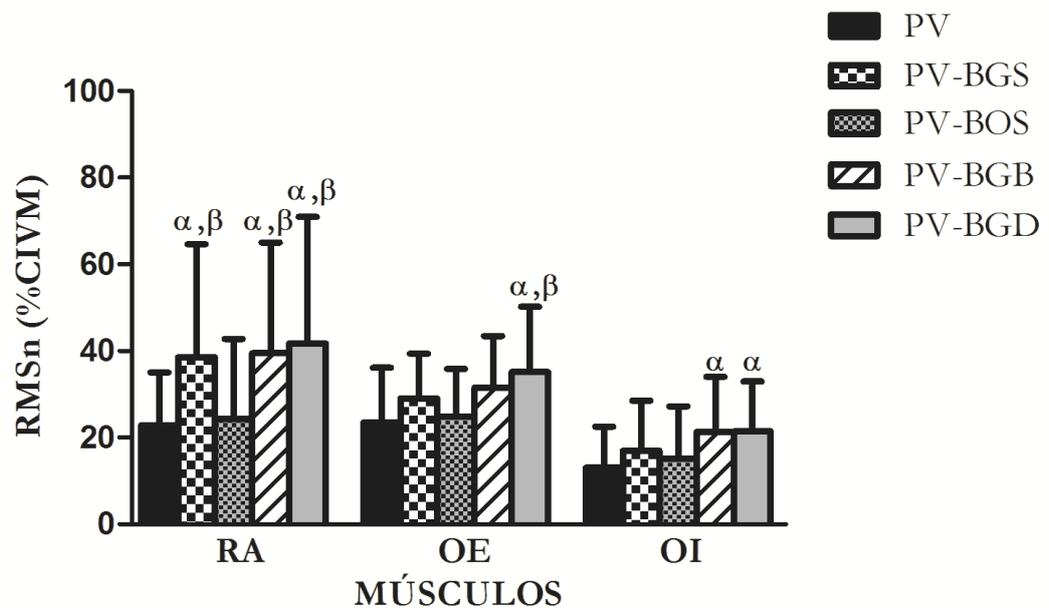


Fig. 2: Comparação dos valores de RMSn expressos em porcentagem da Contração Isométrica Voluntária Máxima (% CIVM) dos músculos abdominais (RA, OE e OI) durante os exercícios de estabilização do tronco: PV, PV-BGS, PV-BOS, PV-BGB e PV-BGD. As barras representam a média e desvio padrão. ^α Significativamente maior em comparação a PV ($p < 0.05$); ^β Significativamente maior em comparação a PV-BOS ($p < 0.05$).

4 | DISCUSSÃO

A lógica para a utilização da superfície instável nos exercícios de estabilização do tronco baseia-se no potencial de aumentar a perturbação do tronco e o deslocamento do centro de gravidade, sendo necessário maior demanda neuromuscular para manter o controle adequado da coluna vertebral durante o exercício (DESAI; MARSHALL, 2010).

Na presente pesquisa não foram demonstradas diferenças significativas na atividade EMG na maioria dos músculos analisados (OE, OI) durante a prancha ventral normal (PV) e instabilidade simples no membro superior (PV-BGS e PV-BOS). Todavia, o músculo RA no exercício PV-BGS apresentou significativamente maior atividade EMG em comparação ao exercício com estabilidade normal. Esses resultados não estão de acordo com Kang, Jung e Yu (2012), os quais demonstraram que a utilização do *sling* ou da bola de ginástica na prancha ventral produziu maior atividade EMG dos músculos globais (RA e EE) e locais (OI e MU) em comparação com PV.

Acredita-se que as divergências dos resultados podem ser explicadas pelas diferenças dos voluntários de cada pesquisa. No presente trabalho, a amostra foi composta por indivíduos fisicamente ativos, enquanto Kang, Jung e Yu (2012) utilizaram sujeitos com lombalgia. De acordo com Desai e Marshal (2010), indivíduos com lombalgia exibem alterações no padrão de ativação muscular comparado com sujeitos saudáveis, demonstrando maior atividade dos músculos do *core* durante

movimentos do tronco nos planos sagital, frontal e transversal.

A atividade EMG elevada do RA na PV-BGS pode ser explicada por dois fatores: a utilização da bola produziu maior instabilidade e com isso aumentou o recrutamento do RA para melhorar a estabilização da coluna; a postura do voluntário foi alterada. No exercício PV-BGS o sujeito fica numa posição mais vertical, aumentando o torque de extensão e o alongamento do RA, fatores que podem aumentar a ativação desse músculo para contrapor estes efeitos.

No presente estudo constatou-se que a atividade EMG dos músculos RA, OE e OI foi mais alta na prancha ventral com instabilidade dupla (PV-BGB; PV-BGD) em comparação com a condição estável (PV), corroborando, em parte, com os achados de Imai et al. (2010), que demonstraram maior recrutamento dos músculos RA, OE, TA, EE e MU na prancha ventral com dupla instabilidade.

Por outro lado, não foram observadas diferenças na atividade EMG dos músculos abdominais na prancha ventral com instabilidade dupla (PV-BGB e PV-BGD) em comparação a instabilidade simples com bola de ginástica (PV-BGS), contrastando com Anderson et al. (20013), que demonstraram maior ativação dos músculos do *core* no exercício flexão de braço com instabilidade dupla em relação a instabilidade simples.

Sendo assim, não foi confirmada a hipótese que a instabilidade dupla produziria maior atividade EMG dos músculos abdominais em comparação com instabilidade simples, portanto, a questão central sobre a instabilidade nos exercícios de estabilização não é o número de superfície instável utilizada, e sim o tipo de superfície. Além disso, a utilização da instabilidade dupla apresentou maior desequilíbrio, dificuldade e risco de queda para os voluntários sem maximizar a ativação da musculatura analisada, tornando-se questionável a sua utilização quando objetiva-se aumentar a atividade EMG dos músculos abdominais.

No presente trabalho o músculo RA exibiu significativamente maior atividade EMG na prancha ventral com bola de ginástica no membro superior (PV-BGS) em relação ao mesmo exercício com *bosu* (PV-BOS), confirmando a hipótese de que a utilização de diferentes superfícies instáveis produz respostas distintas na ativação dos músculos do *core*.

Os exercícios de estabilização com diferentes superfícies instáveis proporcionaram atividade EMG menor que 45% da CIVM para todos os músculos, sendo indicados para melhora da resistência muscular e controle neuromuscular do tronco. Dessa forma, os achados do presente estudo corroboram com as afirmações de Saeterbakken e Fimland (2013), de que, apesar das superfícies instáveis proporcionarem maiores exigências de estabilização, o treinamento resistido instável não fornece sobrecarga adequada para o treinamento de força, potência e hipertrofia.

As limitações deste trabalho foram ausência do registro da atividade EMG dos músculos extensores da coluna vertebral e ausência de dados sobre cinemetria, o que pode ter causado variações na postura da coluna vertebral durante os exercícios.

Conclui-se que a utilização de instabilidade simples com bola de ginástica e instabilidade dupla na prancha ventral intensifica a atividade EMG dos músculos abdominais em relação ao exercício estável, todavia, apesar da grande dificuldade demonstrada na prancha ventral com instabilidade dupla, não foi encontrado maior ativação em comparação a instabilidade simples com bola de ginástica, não sendo justificável a utilização da instabilidade dupla quando objetiva-se aumentar a atividade EMG desses músculos. Além disso, a bola de ginástica é a superfície mais indicada para aumentar a atividade dos músculos abdominais globais na prancha ventral em comparação ao *bosu*, portanto, a influência da superfície instável é dependente do músculo, do exercício e do tipo de instabilidade.

REFERÊNCIAS

- ALENCAR, T. A. M. D.; MATIAS, K. F. S.; BINI, R. R.; CARPES, F. P. Revisão etiológica da lombalgia em ciclistas. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, v. 33, n. 2, p. 507-528, 2011.
- ANDERSON, G. S.; GAETZ, M.; HOLZMANN, M.; TWIST, P. Comparison of EMG activity during stable and unstable push-up protocols. **European Journal of Sport Science**, v.13, n.1, p. 42-48, 2013.
- BEHM, D. G.; DRINKWATER, E. J.; WILLARDSON, J. M.; COWLEY, P. M. The use of instability to train the core musculature. **Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism**, v.35, n.1, p. 91-108, 2010.
- DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 13, n. 2, p. 135-163, 1997.
- DESAI, I.; MARSHALL, P. W. M.. Acute effect of labile surfaces during core stability exercises in people with and without low back pain. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 20, n.6, p. 1155-1162, 2010.
- DURALL, C. J.; UDERMANN, B. E.; JOHANSEN, D. R.; GIBSON, B.; REINEKE, D. M.; REUTEMAN, P. The effects of preseason trunk muscle training on low-back pain occurrence in women collegiate gymnasts. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 23, n.1, p. 86–92, 2009.
- ELLSWORTH, A. **Treinamento do core: Anatomia ilustrada - guia completo para o fortalecimento do core**. Barueri: Manole, 2012.
- ESCAMILLA, R. F.; LEWIS, C.; BELL, D.; BRAMBLET, G.; DAFFRON, J.; LAMBERT, S.; PECSON, A.; IMAMURA, R.; PAULO, L.; ANDREWS, J. R. Core muscles activation during Swiss ball and traditional abdominal exercises. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 40, n. 5, p. 265-276, 2010.
- EVANGELISTA, A. L.; MACEDO, J. **Treinamento funcional e core training: exercícios práticos aplicados**. São Paulo: Phorte, 2011.
- FELDWIESER, F. M.; SHEERAN, L.; MEANA-ESTEBAN, A.; SPARKES, V. Electromyographic analysis of trunk-muscle activity during stable, unstable and unilateral bridging exercises in healthy individuals. **European Spine Journal**, v. 21, n. 2, p. 171-186, 2012.
- GARCÍA-VAQUERO; M.P.; MORESIDE, J. M.; BRONTONS-GIL, E. PECO-GONZÁLEZ, N. VERA-GARCIA, F. J. Trunk muscle activation during stabilization exercises with single and double leg support. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 22, n.3, p. 398-406, 2012.

- GILLIES, A.; DORGO, S. Preventing Lumbar Injuries in Rotational Striking Athletes. **Strength and Conditioning Journal**, v. 35, n. 2, p. 55-62, 2013.
- HIBBS, A. E.; THOMPSON, K. G; FRENCH, D. N.; HODGSON, D.; SPEARS, I. R. Peak and average rectified EMG measures: Which method of data reduction should be used for assessing core training exercises? **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 21, n.1, p. 102-111, 2011.
- IMAI, A.; KANEOKA, K.; OKUBO, Y.; SHIINA, I.; TATSUMURA, M.; IZUMI, S.; SHIRAKI, H. Trunk Muscle Activity During Lumbar Stabilization Exercises on Both a Stable and Unstable Surface. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v.40, n.6, 369-375, 2010.
- KANG, H.; JUNG, J.; YU, J. Comparison of trunk muscle activity during bridging exercises using a sling in patients with low back pain. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 11, n.3, p. 510-515, 2012.
- KIM, M. J.; OH, D. W.; PARK H. J. Integrating arm movement into bridge exercise: Effect on EMG activity of selected trunk muscles. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 23, n.5, p.1119-1123, 2013.
- MARQUES, N. R.; MORCELLI, M. H.; HALLAL, C. Z.; GONÇALVES, M. EMG activity of trunk stabilizer muscles during Centering Principle of Pilates Method. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v.17, n. 2, p.185-191, 2013.
- MARTUSCELLO, J. M.; NUZZO, J. L.; ASHLEY, C. D.; CAMPBELL, B. L.; ORRIOLA, J. J.; MAYER, J. M. Systematic review of core muscles activity during physical fitness exercises. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 27, n. 6, p. 1684–1698, 2013.
- ROSSI, T. N. Efeitos do exercício físico sobre a lombalgia. **Revista Brasileira de Prescrição e Fisiologia do Exercício**, v. 5, n. 26, p. 163-169, 2011.
- SAETERBAKKEN, A. H.; FIMLAND, M. S. Muscle force output and electromyographic activity in squats with various unstable surfaces. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 27, n.1, p. 130-136, 2013.
- SUNDSTRUP, E.; JAKOBSEN, M. D.; ANDERSEN, C. H.; JAY, K.; ANDERSEN, L. L. Swiss ball abdominal crunch with added elastic resistance is an effective alternative to training machines. **International Journal of Sports Physical Therapy**, v. 7, n. 4, p. 372-380, 2012.
- TAN, S.; CAO, L.; SCHOENFISCH, W.; WANG, J. Investigation of Core Muscle Function through Electromyography Activities in Healthy Young Men. **Journal of Exercise Physiology-online**, v. 16, n. 1, p. 45-52, 2013.
- VERA-GARCIA, F. J.; MORESIDE, J. M.; MCGILL, S. M. MVC techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 20, n. 1, p. 10-16, 2010.
- WILLARDSON, J. M. Core stability training: applications to sports conditioning programs. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 21, n. 3, p. 979-985, 2007.

ATIVIDADE ELETROMIGRÁFICA DOS MÚSCULOS DO ASSOALHO PÉLVICO, GLÚTEO E GRÁCIL DURANTE O AGACHAMENTO

Carina Oliveira dos Santos

Universidade do Estado da Bahia (UNEB),
Salvador-BA Programa de Modelagem
Computacional Centro Universitário SENAI
BAHIA, Salvador-BA
Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública
(EBMSP), Salvador-BA

Marcone Lopes da Silva

Universidade do Estado da Bahia (UNEB),
Salvador-BA

Patrícia Virgínia Silva Lordêlo Garboggini

Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública
(EBMSP), Salvador-BA
Programa de Pós-graduação da EBMSP,
Salvador-BA

Chantele dos Santos Souza

Universidade do Estado da Bahia (UNEB),
Salvador-BA

Ana Cecília Silva Combes

Universidade do Estado da Bahia (UNEB),
Salvador-BA

Hernane Borges de Barros Pereira

Universidade do Estado da Bahia (UNEB),
Salvador-BA Programa de Modelagem
Computacional Centro Universitário SENAI
BAHIA, Salvador-BA

Marcelo Albano Moret Simões Gonçalves

Universidade do Estado da Bahia (UNEB),
Salvador-BA Programa de Modelagem
Computacional Centro Universitário SENAI
BAHIA, Salvador-BA

RESUMO: A análise eletromiográfica do agachamento mais comum na literatura é concentrada nos músculos dos membros inferiores. Identifica-se que essa atividade com suporte de peso além de estimular esses músculos, gera aumento da pressão intra-abdominal e, conseqüentemente, ocasiona uma força oposta aos movimentos dos músculos do assoalho pélvico. O objetivo deste estudo é investigar relação da atividade eletromiográfica dos MAP e os músculos glúteo máximo e grácil durante o exercício de agachamento com barra. Estudo de corte transversal com mulheres adultas, no período de abril de 2016 a maio de 2017 na Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública e na Universidade do Estado da Bahia, Salvador/BA. A população foi convidada em ambientes de aglomeração de mulheres e foram excluídas aquelas que apresentaram lesões ortopédicas auto referidas ou cardiopatias. As voluntárias assinaram TCLE, responderam ficha de anamnese, foram submetidas a avaliação perineal individualizada, teste físico para agachamento e avaliação eletromiográfica com eletrodos de superfície e eletrogoniômetro. Realizada análise estatística descritiva, testes de Shapiro-Wilk, correlações de Pearson e Spearman, nível de significância 5%. Aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa. Resultados: 22 voluntárias realizaram 10 agachamentos com barras contínuos. Média de idade de 27,09

anos ($19,59 \pm 10,27$). Verificou-se correlação entre atividade eletromiográfica dos MAP e dos músculos glúteo (0,492), significância de $p=0,020$ e grácil (0,423), significância de $p=0,050$. Houve correlação positiva moderada entre EMG dos MAP e dos músculos glúteo máximo e grácil durante agachamento com barra.

PALAVRAS-CHAVE: Eletromiografia, assoalho pélvico, exercício, incontinência urinária de esforço.

ABSTRACT: The electromyographic analysis of the most common squatting in the literature is concentrated in the muscles of the lower limbs. It is identified that this activity with weight support besides stimulating these muscles, generates an increase of the intra-abdominal pressure and, consequently, causes a force opposite to the movements of the pelvic floor muscles. The aim of this study was to investigate the relationship between electromyographic activity of the MAP and the gluteus maximus and gracilis muscles during the squatting exercise. Cross-sectional study with adult women, from April 2016 to May 2017 at the Bahian School of Medicine and Public Health and at the State University of Bahia, Salvador / BA. The population was invited in environments where women were agglomerated and those with self-reported orthopedic lesions or heart diseases were excluded. The volunteers signed TCLE, answered anamnesis, underwent individualized perineal evaluation, physical test for squatting and electromyographic evaluation with surface electrodes and electrogoniometer. Descriptive statistical analysis, Shapiro-Wilk tests, Pearson and Spearman correlations, significance level 5%. Approved by the Ethics and Research Committee. Results: 22 volunteers performed 10 squats with continuous bars. Mean age was 27.09 years ($19,59 \pm 10,27$). There was a correlation between electromyographic activity of MAP and gluteus muscles (0.492), significance of $p = 0.020$ and gracilis (0.423), significance of $p = 0.050$. There was a moderate positive correlation between the EMG of the MAP and the gluteus maximus and gracilis muscles during squatting with the bar.

KEYWORDS: Electromyography, pelvic floor, exercise, stress urinary incontinence.

1 | INTRODUÇÃO

O exercício de agachamento é muito utilizado nos últimos anos tanto em treinamento de atletas como em programas de reabilitação (SOUSA et al., 2007). Ao analisar a biomecânica do movimento identifica-se que essa atividade com suporte de peso além de estimular os músculos o glúteo, grácil e os outros músculos da coxa e do abdome, gera aumento da pressão intra-abdominal e, conseqüentemente, ocasiona uma força oposta aos movimentos dos músculos do assoalho pélvico (MAP) (BØ; SHERBURN, 2005).

Os MAP, localizados na região inferior da pelve, tem três funções, e uma delas é a sustentação dos órgãos desta região e conseqüente continência urinária e fecal (MARQUES A, STOTHERS L, MACNAB, 2010) . Uma sobrecarga gerada nos MAP pode ser um fator de risco para o surgimento de uma disfunção. A incontinência urinária

de esforço é reportada em estudo com mulheres atletas corredoras de longa distância (ARAUJO, 2008) ou teste de Mann-Whitney. RESULTADOS. 23 atletas (62,2%. e em instrutores de fitness de grupo, como instrutores de Pilates e loga (BØ; BRATLAND-SANDA; SUNDGOT-BORGEN, 2011), o que gera a hipótese de uma falta de ativação voluntária dos MAP em exercícios que aumentam a pressão intra-abdominal.

Os MAP ativados corretamente vão dar suporte aos órgãos pélvicos e auxiliarão na prevenção de disfunções do assoalho pélvico. No entanto, os estudos sobre o agachamento utilizam a eletromiografia para avaliar a atividade de músculos dos membros inferiores durante a execução do agachamento. Alguns autores (LEPORACE et al., 2012) avaliaram o m. glúteo máximo e o bíceps femoral enquanto que outro (ESCAMILLA, 2001) constatou que o exercício de agachamento gerou mais atividade nos músculos quadríceps e isquiotibiais.

O recrutamento dos MAP é avaliado (BØ; SHERBURN, 2005), porém, não foi realizada a avaliação durante a atividade física, segundo o conhecimento dos autores deste estudo. Sendo assim, como o exercício de agachamento gera um aumento na pressão intra-abdominal, principalmente quando associado a uma carga que será deslocada no exercício de agachamento com peso, o objetivo do trabalho é investigar relação da atividade eletromiográfica dos músculos do assoalho pélvico e os músculos glúteo máximo e grácil no agachamento com barra.

2 | MATERIAIS E MÉTODOS

Estudo de corte transversal realizado com mulheres sedentárias e ativas, com idade entre 18 a 65 anos, no período de abril de 2016 a maio de 2017, no Laboratório de Estudos do Movimento (LABEM), localizado na Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública e no Departamento de Ciências da Vida (DCV) na Universidade do Estado da Bahia na cidade de Salvador/BA. A amostragem foi através do método bola de neve (*snowball sampling*) (ILKER; RUKAYYA; SULAIMAN, 2015) e foram excluídas as mulheres que apresentaram lesões ortopédicas auto referidas ou cardiopatias. Participaram do estudo aquelas que assinaram o Termo de Consentimento Livre Esclarecido (TCLE) e concluíram as etapas da pesquisa. A coleta dos dados respeitou as disposições da Resolução do Conselho Nacional de Saúde (Decreto 466/12) e faz parte de um estudo maior que foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa CEP da Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública com o Certificado de Apresentação para Apreciação Ética (CAAE: 46685615.3.0000.5544).

As voluntárias responderam a anamnese, com questões sobre dados pessoais, antropométricos, clínicos, obstétricos e foram submetidas individualmente a avaliação perineal por fisioterapeuta especializada, em sala reservada. Foi avaliada a força muscular do assoalho pélvico por meio do esquema PERFECT (LAYCOCK; JERWOOD, 2001). Foram utilizados os dados da avaliação do *Endurance* (E) que corresponde ao tempo, em segundos, com a contração voluntária mantida e sustentada dos MAP.

Essa contração está associada a ativação das fibras musculares lentas, possivelmente ativadas nas atividades físicas de maior duração. Foi realizado o teste físico de 1 repetição máxima de agachamento (1RM) orientado por profissional de educação física para estimar a carga que seria utilizada para a série de 10 agachamentos. A carga estimada foi de 70% do 1RM alcançado por cada voluntária.

A coleta dos dados eletromiográficos foi realizada através da fixação de eletrodos de superfície formato circular, 30 mm de diâmetro, autoadesivo, descartável da marca Medi-trace (Canada, Covidienllc, Mansfield-EUA). Um par de eletrodos foi posicionado nos MAP na região perianal, com analogia as posições de 4h e 10h de um relógio analógico. Os outros dois pares foram posicionados nos músculos glúteo máximo e grácil conforme a orientação pela Surface Electromyography for the Non-Invasive Assesment of Muscles – SENIAM. O eletrodo de referência foi posicionado na região da clavícula direita. As regiões onde foram colocados os eletrodos foram levemente lixadas e higienizadas com álcool gel e secas com papel toalha descartável. Para avaliar os ângulos de flexão e extensão de joelho no agachamento foi utilizado o eletrogoniômetro da Miotec®. O eletrodo em formato de goniômetro foi fixado na face medial da articulação do joelho direito da participante. Todos os eletrodos foram conectados ao eletromiógrafo da Miotec® (Porto Alegre, Brasil). O eletromiógrafo (EMG) possui a resolução de 16 bits, a máxima taxa de amostragem de 2.000 amostras por segundo, 8 canais de entrada. O sinal sEMG foi gravado e analisado pelo software Miotec Suite Versão 1.0. Para a análise dos sinais foram utilizados os filtros do tipo analógico Butterworth quarta ordem (20 Hz Filtro passa-alta, filtro passa-baixa de 500 Hz) e fenda (nortch) de 60 Hz Filtro para as interferências extrínsecas da coleta e suas harmônicas (CORREA; COSTA; PINTO, 2012). Antes do agachamento com barra, a voluntária foi posicionada em decúbito dorsal com os membros inferiores estendidos e foi capturada a Contração voluntária máxima (CVM) dos MAP. Em seguida, com a voluntária em ortostase, foi solicitada uma contração voluntária moderada, mantida e sustentada dos MAP, ou seja a contração realizada durante a avaliação *Endurance* do esquema PERFECT. Foi solicitado que a voluntária realizasse essa contração moderada e mantivesse o máximo que conseguisse.

Foram solicitados 10 agachamentos contínuos (Figura1). As voluntárias receberam orientações para agachar o máximo possível com os pés paralelos e não receberam orientações sobre contrair ou relaxar os MAP durante o exercício. O registro eletromiográfico foi iniciado quando a voluntária estava posicionada para o primeiro agachamento e foi finalizado após o último agachamento.

Para análise do sinal eletromiográfico dos três músculos, foram considerados os valores da variável Root Mean Square (RMS). A análise foi no intervalo ente os 500ms antes do início do primeiro agachamento e 500ms após o décimo agachamento, monitorado através do ângulo apresentado no eletrogoniômetro. Foi calculado a média mínima dos 10 agachamentos para verificar o ângulo mínimo de flexão dos joelhos das voluntárias.

Na análise estatística foi utilizado o software SPSS 14.0. Foram realizadas análises descritivas dos dados, os testes de *Shapiro-Wilk* e as correlações de *Pearson* e *Spearman*, com nível de significância de 5%.



Figura 1. Exercício de agachamento com barra.

Fonte: Autores

3 | RESULTADOS

Foram analisados os dados de 22 voluntárias. A idade média foi de 27,09 anos (19 a 59 $\pm 10,27$). A média do *Endurance* dos músculos do assoalho pélvico, avaliado pelo PERFECT, foi de 4,45 segundos (0 a 10 $\pm 2,93$). A média da CVM em decúbito dorsal (DD) foi de 58,26 Mv (24,54 a 114,94 $\pm 26,72$). Na contração moderada dos MAP, com a voluntária em ortostase, a média de 1 repetição de contração foi de 35,93Mv (19,57 a 65,40 $\pm 12,50$) e a média do tempo em segundos desta contração foi de 2,65 segundos (0,90 a 9,09 $\pm 2,04$). (Tabela 1)

Todas as voluntárias agacharam 10 vezes e com duração média de 36,76 segundos (25,03 a 51,91 $\pm 6,75$). A voluntária que realizou mais flexão do joelho para agachar, obteve o ângulo mínimo de 37,73 graus e a voluntária que realizou menos flexão do joelho obteve 92,74 graus. A média foi de 67,97 $\pm 14,91$. (Tabela 1). A média de Microvolts (μV) dos MAP no agachamento foi 48,37 (26,16 a 67,69 $\pm 11,72$), do m. Glúteo 25,69 (9,23 a 69,21 $\pm 12,53$) e do m. Grácil 30,88 (14,74 a 88,37 $\pm 16,01$). (Tabela 1)

A média do peso mobilizado foi de 29,95kg (10 a 49 $\pm 8,74$) e a média de peso corporal das voluntárias foi de 63,94Kg (53,40 a 88,10 $\pm 8,01$). A porcentagem média de peso mobilizado pelas voluntárias em relação ao peso corporal foi de 46,84%.

	Mínimo	Máximo	Média	DP
Idade	19,00	59,00	27,09	10,27
<i>Endurance</i> PERFECT (s)	0,00	10,00	4,45	2,93
CVM DD (μv)	24,54	114,94	58,26	26,72
MAP moderada em ortostase (μv)	19,57	65,40	35,93	12,50
<i>Endurance</i> MiotecSuit (s)	0,90	9,09	2,65	2,04
Agachamentos Duração (s)	25,03	51,91	36,76	6,75
Agachamentos Angulo mínimo (graus)	37,73	92,74	67,97	14,91
MAP (Aga) (μv)	26,16	67,69	48,37	11,72
M. Glúteo (μv)	9,33	69,21	25,69	12,53
M.Grácil (μv)	14,74	88,37	30,88	16,01
Peso mobilizado (Kg)	10,00	49,00	29,95	8,74
Peso da voluntária (Kg)	53,40	88,10	63,94	8,01

Tabela 1: Dados descritivos das variáveis do estudo

Média: RMS (Root Mean Square); DP: Desvio Padrão. CVM DD: Contração Voluntária Máxima com a voluntária em decúbito dorsal; *Endurance* PERFECT: *Endurance* da avaliação PERFECT; *Endurance* Miotec Suit: Tempo em segundos de 1 repetição de contração moderada em ortostase analisada pelo Miotec Suit; MAP moderada em ortostase (μv): Microvolt de 1 repetição de contração moderada em ortostase; Aga: Agachamento.

Verificou-se correlação positiva entre a atividade eletromiográfica dos MAP e os músculos glúteo e grácil. Existiu correlação moderada entre os MAP e o m. Grácil (0,423) com significância de $p=0,050$ e entre o músculo glúteo de 0,492 e significância de $p=0,020$. Existiu correlação inversa entre o μv e o ângulo mínimo dos 10 agachamentos de -0,483 e significância de $p=0,023$. A significância para essas três correlações foi no nível de 0,05. (Tabela 2)

Músculos	m. Glúteo Máximo	m. Grácil		Valor de p
	Correlação	Valor de p	Correlação	
MAP	0,492	0,020	0,423	0,050

Tabela 2 – Correlação entre a eletromiografia dos músculos do assoalho pélvico (MAP) com os músculos glúteo e grácil.

Valores obtidos por meio do coeficiente de correlação de Spearman. * $p<0,05$

O tempo de sustentação avaliado através do *Edurance* da avaliação PERFECT na avaliação física para uma repetição se correlacionou com o tempo sustentado por uma contração moderada em ortostase quando avaliado através da EMG do Miotec Suit 1.0. A correlação foi de 0,550 e e significância de $p=0,008$. A correlação teve uma significância estatística de 0,01.

4 | DISCUSSÃO

Existiu correlação entre a atividade eletromiográfica dos MAP com o m. Grácil e com o m. Glúteo com significância estatística nos 10 agachamentos realizados pelas voluntárias 22 voluntárias, com a média de agachamento mínimo de 67,97 graus. O que torna a hipótese de uma ativação dos músculos perineais durante exercícios que aumentam a pressão intra-abdominal verdadeira.

Esta ativação ocorreu em uma relação do peso corporal com a carga mobilizada durante o teste de 1RM de 70%. No presente estudo, a relação encontrada foi maior que a relação descrita em um estudo [6] com sete voluntários, 8 repetições de agachamentos do tipo paralelo (AP) e com passada à frente (AF). A sobrecarga deslocada foi relativa à 50% da massa corporal e os músculos avaliados pela EMG foram os mm. glúteo máximo e o bíceps femoral. Porém não foi avaliada a relação com os MAP.

O tempo de sustentação avaliado através do *Endurance* da avaliação PERFECT na avaliação física para uma repetição se correlacionou com o tempo sustentado por uma contração moderada quando avaliado através da EMG do Miotec Suit 1,0. Essa correlação sugere que a avaliação física realizada pelo fisioterapeuta mostra-se precisa e reflete o que foi captado pelo sinal eletromiográfico

A média de agachamento mínimo entre as voluntárias foi de 67,97 graus. Conforme (CATERISANO et al., 2002), o recrutamento muscular é influenciado por distintos fatores, tais como: amplitude de movimento, posição articular e intensidade do exercício. A angulação obtida pelas voluntárias no estudo está na faixa entre o agachamento paralelo (aproximadamente 90°) e agachamento completo (aproximadamente 45°) (CATERISANO et al., 2002). Ainda não existe padrão para normalização da atividade eletromiográfica dos MAP durante o agachamento, principalmente porque ainda não foram encontrados estudos que tenham utilizado a EMG para avaliação dos MAP durante este exercício. Devido à escassez de literatura, mais estudos são necessários para avaliar o efeito do exercício nos MAP e outras estruturas envolvidas na manutenção da continência urinária para entendimento das relação e propostas de ações para a prevenção de disfunções pélvicas e perineais.

5 | CONCLUSÃO

Na avaliação da atividade eletromiográfica dos MAP com o m. Grácil e com o m. Glúteo durante o movimento de agachamento com barra houve uma correlação positiva moderada.

6 | FONTE DOS DADOS

Os resultados apresentados fazem parte do conteúdo da pesquisa intitulada: “Explorando o comportamento dos músculos do assoalho pélvico feminino durante a atividade física”. O trabalho é desenvolvido junto aos Programas de Pós-Graduação, Pesquisa e Extensão da Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública e do Programa de Modelagem Computacional do Centro Universitário SENAI BAHIA em parceria com o Departamento de Ciências da Vida (DCV) da UNEB.

7 | AGRADECIMENTOS

Agradecemos as equipes do Centro de Atenção ao Assoalho Pélvico (CAAP) e Laboratório de Movimento (LABEM) da Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública (EBMSP) e ao Departamento de Ciências da Vida (DCV) da Universidade do Estado da Bahia (UNEB).

REFERÊNCIAS

ARAUJO, M. P. DE ET AL. . Relação entre incontinência urinária em mulheres atletas corredoras de longa distância e distúrbio alimentar. **Rev Assoc Med Bras**, v. 54, n. 2, p. 146–9, 2008.

BØ, K.; BRATLAND-SANDA, S.; SUNDGOT-BORGEN, J. Urinary Incontinence Among Group Fitness Instructors Including Yoga and Pilates Teachers. **Neurourology and Urodynamics**, v. 30, p. 370–373, 2011.

BØ, K.; SHERBURN, M. **Evaluation of female pelvic-floor muscle function and strength. Physical therapy**, 2005.

CATERISANO, A. et al. The effect of back squat depth on the EMG activity of 4 superficial hip and thigh muscles. **Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association**, v. 16, n. 3, p. 428–432, 2002.

CORREA, C. S.; COSTA, R.; PINTO, R. S. Utilização de Diferentes Técnicas para o Controle do Posicionamento dos Eletrodos de Superfície na Coleta do sinal Eletromiográfico. **Rev. Acta Brasileira do Movimento Humano** –, v. 2, n. 2, p. 5–13, 2012.

ESCAMILLA, R. F. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 33, n. 1, p. 127–141, 2001.

ILKER, E.; RUKAYYA, A.; SULAIMAN, A. Comparision of Snowball Sampling and Sequential Sampling Technique. **Biometrics & Biostatistics International Journal**, v. 3, n. 1, p. 1–2, 2015.

LAYCOCK, J.; JERWOOD, D. Pelvic Floor Muscle Assessment: The PERFECT Scheme. **Physiotherapy**, v. 87, n. 12, p. 631–642, 2001.

LEPORACE, G. et al. Comparação da ativação mioelétrica do glúteo máximo e bíceps femoral entre os agachamentos paralelo e com passada à frente. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, v. 26, n. 3, p. 383–389, 2012.

MARQUES A, STOTHERS L, MACNAB, A. The status of pelvic floor muscle training for women. **Can**

Urol Assoc J, v. 4, n. 6, p. 419–24, 2010.

SOUSA, C. D. O. et al. Atividade eletromiográfica no agachamento nas posições de 40°, 60° e 90° de flexão do joelho. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 13, n. 5, p. 310–316, 2007.

OBTENÇÃO DOS PERFIS DE VELOCIDADE E ACELERAÇÃO ANGULAR DE UM MOVIMENTO DE TREINAMENTO DO JUDÔ

Thiago Gomes Cardoso

Universidade Federal de Uberlândia, Laboratório de Projetos Mecânicos Henner Alberto Gomide
Uberlândia - MG

Márcio Peres de Souza

Universidade Federal de Uberlândia, Laboratório de Projetos Mecânicos Henner Alberto Gomide
Uberlândia - MG

Cleudmar Amaral de Araújo

Universidade Federal de Uberlândia, Laboratório de Projetos Mecânicos Henner Alberto Gomide
Uberlândia - MG

Lucas Pereira Ferreira de Rezende

Universidade Federal de Uberlândia, Laboratório de Projetos Mecânicos Henner Alberto Gomide
Uberlândia - MG

RESUMO: É comum na literatura a associação da prática de exercícios físicos com o nível de qualidade de vida, denotando, dessa forma, sua importância. Outro fato, também bastante presente, é a relevância da correta manipulação de parâmetros como velocidade e sobrecarga para a obtenção de resultados expressivos no treinamento muscular. Porém, são pouco recorrentes estudos que visem o desenvolvimento de equipamentos para treinamento muscular os quais consigam gerar resistência ao movimento levando em conta os princípios biomecânicos intrínsecos ao corpo

humano, ou seja, que levem em consideração a variação de torque produzido em uma articulação de acordo com a velocidade do movimento e com a variação da posição angular dessa articulação. Visto isso, o presente trabalho visa obter parâmetros de velocidade e aceleração angular de um gesto motor articular pré-definido visando o desenvolvimento de um dispositivo de treinamento que atenda ao princípio da especificidade e que forneça uma resistência ao movimento sempre próximo à máxima capacidade de geração de força de um determinado grupo muscular, mesmo em velocidade e posições angulares variáveis.

PALAVRAS-CHAVE: biomecânica, especificidade, treinamento muscular, resistência variável.

ABSTRACT: It is common in the literature to associate the practice of physical exercises with the level of quality of life denoting, thus, its importance. Another fact, also quite present, is the relevance of correct manipulation of parameters such as speed and overload to obtain expressive results in muscle training. However, there are few studies that aim to develop equipment for muscle training that can generate resistance to movement taking into account the biomechanical principles intrinsic to the human body, in other words, taking into account the variation of torque produced in a

joint according with the speed of movement and the variation of the angular position of the joint. Considering this, the present work aims to developed a methodology to obtain the angular velocity and acceleration parameters of a motor gesture for each articular angle, so that, with these data, a training device can be developed that meets the principle of specificity and that generates resistance to the movement always close to the maximum capacity of force generation by a muscular group, even in variable angular velocity and position.

KEYWORDS: biomechanics, specificity, muscle training, variable resistance.

1 | INTRODUÇÃO

Tanto para o caso de melhoria da qualidade de vida quanto para o caso de aumento do rendimento de atletas durante a fase de treinamento, é importante saber manipular os parâmetros de treino para que se obtenha o resultado esperado nas competições. A velocidade de movimento utilizado nos treinos tem um papel importante nos resultados agudos e crônicos da força muscular, na potência e na hipertrofia, podendo ser manipulados para obter melhoras no desempenho atlético e mobilidade (PETRELLA et al., 2007; PALLARÉS e IZQUIERDO, 2011; GURJÃO et al., 2012; REID e FIELDING, 2012).

Ainda com relação ao impacto da velocidade nos treinamentos, devem ser ressaltadas duas observações importantes as quais devem ser assinaladas a respeito da relação força-velocidade: a primeira delas de que o torque máximo gerado por um músculo diminui com o aumento da velocidade do movimento e tal fato independe da distribuição do tipo de fibra muscular; em segundo lugar que, para uma dada velocidade de movimento específico, o torque muscular será maior quanto maior o percentual de fibras tipo II no músculo (FOSS e KETEVIAN, 2000). Tais fatos são de suma importância para o entendimento quando se pretende gerar um protocolo de treinamento de alta eficiência. Vale ressaltar também que a prescrição de um treinamento muscular deve considerar, além dos parâmetros próprios do treinamento, o respeito aos princípios básicos como o da individualidade biológica, da adaptação, da sobrecarga e da especificidade.

Diante disso, é necessária a compreensão específica do movimento a ser treinado, tal como o perfil de velocidade e aceleração para que seja desenvolvido um protocolo de treinamento específico de alta eficiência. Além disso, deve-se buscar formas de se gerar uma resistência ao gesto motor sempre próximo ao máximo torque produzido por um dado grupo muscular considerando, ainda, velocidades e acelerações variáveis no decorrer do movimento.

Desse modo, neste estudo, será analisado o gesto motor denominado “kuzushi” que é utilizado no judô, obtendo-se características cinemáticas como os perfis de velocidade e aceleração, além de parâmetros da ativação muscular através de eletromiografia, para se compreender todas as especificidades do movimento; fatos

esses que poderão ser utilizados para se gerar sistemas de geração de resistência que levem em consideração variações nas velocidades e acelerações angulares.

2 | MATERIAIS E MÉTODOS

A capacidade de produção de força de um determinado músculo ou grupo muscular varia com a posição angular da articulação (FOSS e KETEYIAN, 2000). Além disso, de acordo com o proposto por (HILL, 1938), não só a posição angular da articulação influencia no nível de força desenvolvida por um grupo muscular, mas também a velocidade de contração também é bastante influente, uma vez que a curva proposta por (HILL, 1938) prevê uma diminuição exponencial da capacidade de produção de força nos músculos com o aumento da velocidade de contração.

Em trabalhos de (SIQUIEROLI, 2008) e (SOUZA, 2016) foi iniciado o desenvolvimento de um dispositivo para o treinamento muscular dos flexores do cotovelo que leve em conta todas as influências geométricas e cinemáticas do movimento de contração na capacidade de geração de torque na articulação. Em uma primeira análise, o alvo principal foi o músculo bíceps braquial sendo ele um dos músculos envolvidos no movimento de flexão do cotovelo. O equipamento possibilita regular o torque resistente de acordo com a posição angular da articulação, da velocidade e da aceleração do movimento em cada instante de sua execução. Dessa forma, o equipamento será capaz de oferecer uma resistência ao movimento sempre próxima ao máximo torque disponível no grupo muscular mesmo com velocidade de contração variável.

Como visto, o objetivo principal do equipamento em desenvolvimento é possibilitar o treinamento de determinado gesto motor extraindo sempre a máxima capacidade de produção de força dos grupos musculares envolvidos. Sabendo-se que a capacidade de produção de torque na articulação varia de acordo com a posição angular e a velocidade do movimento, é indispensável conhecer os parâmetros cinemáticos do movimento a ser treinado. Para tanto, foi criada uma metodologia para obtenção da curva de deslocamento angular do cotovelo durante o movimento de treino de judô específico denominado “kuzushi”. Com essa curva é possível obter todos os outros parâmetros cinemáticos e posteriormente cruzá-los com os dados de torque máximo disponível para cada posição angular do movimento mesmo em diferentes velocidades de contração do músculo.

Neste trabalho optou-se por analisar apenas a cinemática do movimento e o comportamento eletromiográfico do músculo bíceps braquial durante a realização do gesto motor escolhido. Como já citado, o movimento escolhido neste estudo de caso foi o “kuzushi” do judô uma vez que o principal musculo ativado é o próprio bíceps braquial. Este movimento consiste em uma contração rápida do cotovelo, gerando uma variação aproximadamente balística da posição angular entre 0 e 104° em um

intervalo de tempo de 0,45 segundos.

2.1 Instrumentação para obtenção das curvas de velocidade e aceleração

A atividade do músculo bíceps braquial durante a realização do movimento “kuzushi” foi monitorada com a utilização de eletromiografia de superfície. Foram utilizados eletrodos de Ag/AgCl instalados a 1/3 da fossa cubital na linha mediana entre o acrômio e a fossa cubital, como mostra a Figura 1, e o eletrodo de referência foi posicionado na região da crista ilíaca. Efetuou-se também a tricotomia dos locais de colocação dos eletrodos. Todo esse procedimento seguiu rigorosamente as recomendações do SENIAM. Além da atividade eletromiográfica, foi monitorada também a variação angular articulação do cotovelo ao longo do tempo utilizando um goniômetro posicionado conforme ilustra o esquema da Figura 2. Tal dado será de vital importância uma vez que com os dados de deslocamento angular na articulação monitorada, poderá ser derivada a curva de velocidade angular e, com nova derivação, a curva de aceleração angular do movimento na articulação.

O equipamento utilizado na coleta dos dados de eletromiografia e de posição angular foi um eletromiógrafo Miotool 400 (Miotec) com 8 canais. Este equipamento adquire sinais EMGs de 14 Bits com isolamento elétrico de 3.000 volts e 2000 amostras/segundo/canal, possui oito canais analógicos de entrada com um nível de ruído menor do que 2 LSB e goniômetro digital. A conexão com o microcomputador é feita via porta USB e possui bateria recarregável com duração de 40 horas de uso contínuo. O software a ser utilizado é o Miograph que possibilita a avaliação da ativação motora.

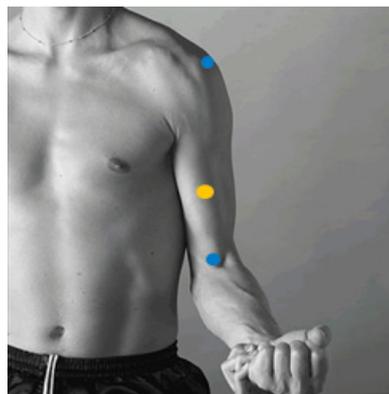


Figura 1: Posicionamento do eletrodo de Ag/AgCl a 1/3 da fossa cubital como demonstrado pela marcação em amarelo (Fonte: SENIAM)



Figura 2: Esquema de posicionamento do goniômetro na articulação do cotovelo

2.2 Procedimento de coleta de dados

Como o objetivo deste trabalho consiste na criação e avaliação de um método de obtenção dos parâmetros cinemáticos do movimento, foi utilizado apenas um voluntário (comitê de ética CAAE: 43980115.7.0000.5152), praticante de judô, para efetuar os movimentos. O voluntário foi instruído a executar o movimento “kuzushi” em uma sequência de 9 movimentos completos e consecutivos para o monitoramento e arquivamento dos sinais de deslocamento angular e de ativação muscular.

3 | RESULTADOS

Os sinais de EMG do músculo bíceps braquial e de posição angular adquiridos durante as 9 repetições do movimento “kuzushi” são mostrados na Figura 3.

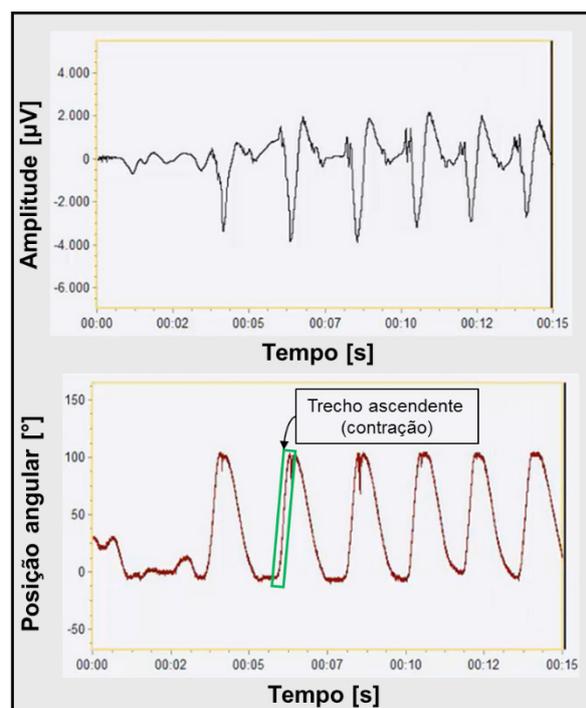


Figura 3: Sinal EMG do músculo bíceps braquial e variação da posição angular obtido para as 9 repetições do movimento “kuzushi” com fase de contração do músculo, em 1 repetição, em destaque.

Uma vez obtida a curva de deslocamento angular, sendo ela composta de 9 movimentos consecutivos, utilizou-se a parte ascendente de cada uma delas (parte destacada em verde na Figura 3), ou seja, o trecho que consiste da contração muscular, para se gerar pontos médios da variação da posição angular de acordo com o tempo na fase contração muscular do atleta. Com esses pontos médios, é possível interpolar uma curva de 3º grau, obtendo, portanto, uma equação que represente tais pontos. A Figura 4 apresenta o resultado obtido.

Apartir da equação ajustada para a posição angular média, as curvas de velocidade e aceleração angular são obtidas derivando uma e duas vezes, respectivamente a primeira equação. A curva de velocidade angular mostrada na Figura 5 é importante para se estimar os valores de torques dissipativos devido aos amortecimentos envolvidos.

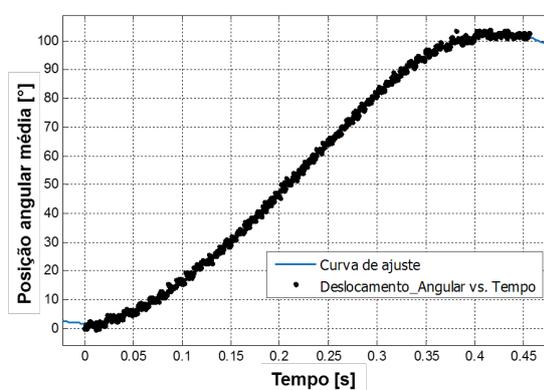


Figura 4: Pontos médios obtidos para os valores de posição angular em função do tempo a partir das 9 repetições do movimento “kuzushi”.

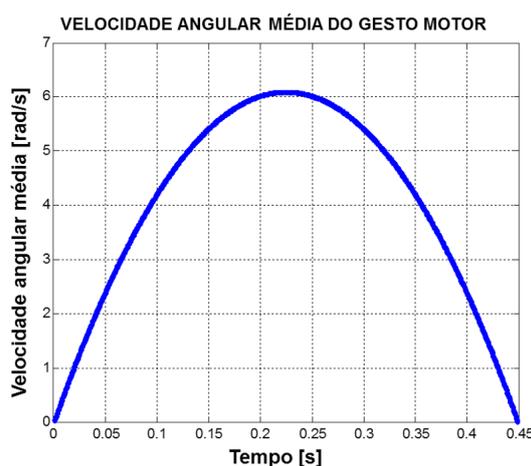


Figura 5: Perfil de velocidade angular do movimento obtido a partir da variação da posição angular.

Como esperado, o movimento é aproximadamente balístico, e isso tem uma influência grande no perfil de torque gerado durante o movimento.

Enquanto isso, a curva de aceleração angular mostrada na Figura 6 é importante para se estimar os valores de torques dissipativos devido à inércia do dispositivo de

treinamento.

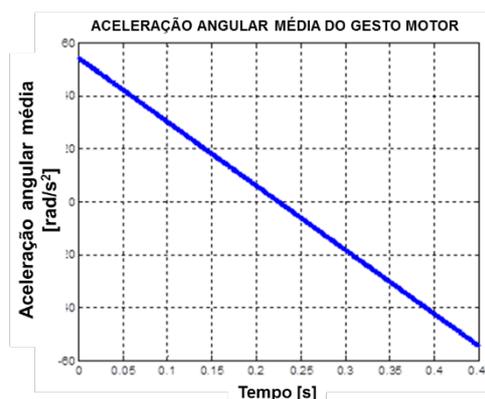


Figura 6: Perfil de aceleração do movimento obtido a partir da variação temporal da posição angular.

4 | DISCUSSÃO

O perfil de torque que uma pessoa consegue promover na articulação do cotovelo durante um movimento de flexão pode ser afetado por diversos parâmetros biomecânicos. Dentre esses, a geometria da articulação e das inserções musculares têm maior destaque na literatura. Porém de acordo com (HILL, 1938) a capacidade dos músculos produzirem força é fortemente afetada pela velocidade da contração. Portanto, durante a realização de um movimento aproximadamente balístico de flexão do cotovelo, o torque gerado na articulação será altamente influenciado pelo perfil cinemático desse movimento.

Para se criar um perfil de torque resistente sempre proporcional à capacidade de produção de torque na articulação é imprescindível conhecer bem os parâmetros cinemáticos de posição, velocidade e aceleração angular dessa articulação durante o movimento. Com isso, torna-se possível aplicar tais dados para se gerar um sistema de resistência a ser aplicado no dispositivo de treinamento proposto por (SIQUIEROLI, 2008) e (SOUZA, 2016). Para cada posição angular do movimento tem-se uma geometria diferente, alterando a capacidade de produção de torque na articulação. A velocidade também é diferente em cada posição angular dentro do movimento, gerando valores de torques de amortecimento diferentes e portanto, também é afetada a capacidade de produção de torque na articulação. A aceleração que também varia ao longo do movimento, por sua vez altera a capacidade de produção de torque por torques de inércia variáveis ao longo do movimento.

5 | CONCLUSÃO

O procedimento adotado para obtenção dos parâmetros cinemáticos do gesto motor analisado foi eficaz e os dados poderão ser utilizados para a geração de um

sistema de resistência ao movimento que leve em conta variações na velocidade e aceleração angular. Dessa forma, é possível projetar um dispositivo que se aproxime da máxima capacidade de geração de força mesmo em velocidades de contração variáveis. Tal fato possibilitará ao praticante realizar treinamentos físicos de força com os mesmos padrões de um gesto motor específico.

6 | AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem o apoio dos órgãos de fomento (CAPES, FAPEMIG e CNPq) e ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia. Agradecem também a todos os colegas e colaboradores do Laboratório de Projetos Mecânicos Henner Alberto Gomide.

REFERÊNCIAS

- [1] Foss ML, Keteyian SJ. **Bases Fisiológicas do Exercício e do Esporte**. Tradução de Giuseppe Taranto. 6ª. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S.A., 2000.
- [2] GARCIA-PALLARES, Jesus; IZQUIERDO, Mikel. **Strategies to optimize concurrent training of strength and aerobic fitness for rowing and canoeing**. Sports Medicine, v. 41, n. 4, p. 329-343, 2011.
- [3] GURJÃO, André Luiz Demantova et al. **Effect of strength training on rate of force development in older women**. Research quarterly for exercise and sport, v. 83, n. 2, p. 268-275, 2012.
- [4] Hill AV. **The heat of shortening and the dynamic constants of muscle**. Proceedings of the Royal Society of London –B: Biological Sciences. 1938; 126(843): 136-195.
- [5] PETRELLA, John K. et al. **Contributions of force and velocity to improved power with progressive resistance training in young and older adults**. European journal of applied physiology, v. 99, n. 4, p. 343-351, 2007.
- [6] REID, Kieran F.; FIELDING, Roger A. **Skeletal muscle power: a critical determinant of physical functioning in older adults**. Exercise and sport sciences reviews, v. 40, n. 1, p. 4, 2012.
- [7] Siquieroli WA. **Desenvolvimento de um sistema de geração de resistência para aparelhos de musculação e fisioterapia** [dissertação]. Uberlândia: Universidade Federal de Uberlândia; 2008.
- [8] Souza MP. **VLIS: equipamento vibracional de baixa inércia para musculação** [tese]. Uberlândia: Universidade Federal de Uberlândia; 2016.

UTILIZAÇÃO DE UM SENSOR LDR PARA TESTE E MEDIÇÃO DE SENSIBILIDADE RADIOATIVA EM APARELHO DE RAIOS X

Edgard Rogério Siqueira Vasconcelos

Universidade de Brasília, Brasília, DF

Lourdes Mattos Brasil

Universidade de Brasília, Brasília, DF

Leandro Xavier Cardoso

Universidade de Brasília, Brasília, DF

Georges Daniel Amvame Nze

Universidade de Brasília, Brasília, DF

Rafael Assunção Gomes de Souza

Faculdade JK, Brasília, DF

Elivânia Rodrigues de Souza Assunção

Faculdade Apogeu, Brasília, DF

Wagner Ribeiro Teixeira

Faculdade JK, Brasília, DF

RESUMO: A radiação X é um dos principais recursos utilizados na atualidade tanto na medicina como em outras áreas industriais, resultado dos avanços tecnológicos. Sua utilização em clínicas e hospitais gera riscos que podem causar sérios danos à saúde de pacientes e profissionais. Para realização dos procedimentos experimentais de coleta de dados, foi desenvolvido e montado um sensor para detecção de raios-X utilizando o LDR como sensor acoplado a um sistema de aquisição de dados. A montagem de um protótipo com esta configuração teve como objetivo, testar a sensibilidade do LDR como sensor quando irradiado por feixes de raios-X e, a partir desta

interação, medir a voltagem no circuito relativo ao sinal elétrico liberado nesta interação. Os resultados indicam que, por meio das voltagens medidas, é possível utilizar o sensor de LDR como detector de raios-X e testá-lo em outros aparelhos de raios-X, nas mesmas condições das variáveis utilizadas para funcionamento do aparelho objeto de testes com o sensor desenvolvido neste trabalho. Esta pesquisa mostrou que o sensor de LDR é eficiente na detecção de raios-X e pode ser utilizada para determinação da Intensidade Relativa do feixe. A partir da análise estatística dos resultados e da significância das estimativas dos efeitos medidos pelo método do Teste de Wald, verificou-se que o método traduziu muito bem os valores do p -valor, considerando a significância da ordem de 5% e que o valor p -valor foi inferior a 0,001 e indicou que o Teste de Wald adotado foi eficiente para analisar a significância das estimativas dos efeitos medidos.

PALAVRAS-CHAVE: LDR, raios-X, sensor, intensidade.

ABSTRACT: X radiation is one of the main resources used nowadays in medicine as in other industrial areas as a result of technological advances. Its use in clinics and hospitals creates risks that can cause serious damage to the health of patients and professionals. For the accomplishment of the experimental procedures

of data collection, a sensor was developed and mounted to detect X-rays using the LDR as sensor coupled to a data acquisition system. The assembly of a prototype with this configuration had as objective to test the sensitivity of the LDR as a sensor when irradiated by X-ray beams and, from this interaction, to measure the voltage in the circuit related to the electric signal released in this interaction. The results indicate that, using the measured voltages, it is possible to use the LDR sensor as an X-ray detector and test it on other X-ray devices, under the same conditions as the variables used for the operation of the test device with The sensor developed in this work. This research showed that the LDR sensor is efficient in detecting X-rays and can be used to determine the relative intensity of the beam. From the statistical analysis of the results and the significance of the estimates of the effects measured by the Wald Test method, it was verified that the method translated very well the values of the p-value, considering the significance of the order of 5% and that the value P-value was less than 0.001 and indicated that the Wald Test adopted was efficient to analyze the significance of the estimates of the measured effects.

KEYWORDS: LDR, X-rays, sensor, intensity.

1 | INTRODUÇÃO

A radiação X é um dos principais recursos utilizados na atualidade tanto na medicina como em outras áreas industriais graças aos avanços tecnológicos. Entretanto, sua utilização em clínicas e hospitais geram riscos que podem causar sérios danos à saúde de pacientes e profissionais. Tais riscos aumentam porque muitos profissionais descumprem as normas de radioproteção durante suas atuações profissionais (TUBINO, 2007).

Considerando os diferentes níveis de energia dos fótons de raios-X emitidos pelos aparelhos durante a prática radiológica, faz-se necessário um estudo periódico quanto à correta manutenção dos aparelhos e das condições estruturais dos hospitais e clínicas (CNEN, 2011).

Considerando os critérios e normas da Comissão Nacional de Energia Nuclear – CNEN, da Agência Internacional de Energia Atômica – IAEA e da Organização Internacional do Trabalho – OIT faz-se necessário um estudo mais amplo quanto ao uso desse recurso com o propósito de promover uma proteção adequada dos trabalhadores e de pessoas potencialmente expostas às radiações (NAVARRO, 2009).

Dada a complexidade para realização da radiometria, fica evidente a necessidade de recomendações de diferentes grandezas para as diferentes técnicas de investigações por radiodiagnóstico (OKUNO, 2010). Portanto, estudar os raios-X quanto aos resultados de sua interação com sensores e a correspondência da energia com a dose é necessário e importante para subsidiar tecnicamente a Engenharia Clínica e a Física Médica com recursos que possam garantir uma oferta mais segura, eficiente e qualitativa dos serviços radiológicos à população.

2 | MATERIAIS E MÉTODOS

Para realização dos testes foi montado um sistema eletrônico simples de sensor para a detecção dos raios-X acoplado a um sistema de aquisição de dados.

Como sensor, foi utilizado um Resistor Dependente de Luz-LDR de 10mm de diâmetro x 8,5mm de largura x 2,1mm de altura, marca/modelo Senba/GL10539. O LDR foi escolhido pelo fato de ser um componente eletrônico passivo do tipo resistor variável e por ter uma resistência variante de acordo com a radiação que o atinge.

O LDR foi montado a circuito eletrônico de associação em série utilizando uma bateria de 9V, o LDR e um resistor de 1k Ω . Para medir o sinal/ a voltagem produzida pelo circuito durante a incidência de raios-X, foi ligado um multímetro em paralelo ao resistor por um fio paralelo de 1,5mm com comprimento de 5m, conforme Figura 1.

O sensor foi protegido contra luz ambiente por uma tampa de plástico revestida com papel cartão que foi colocada sobre o sensor LDR durante os testes. O sensor foi testado com a tampa e exposto à luz ambiente e à ação da luz de lâmpadas fluorescentes para testar a eficiência da tampa.



Figura 1: Foto do sensor após montagem e antes da realização dos testes.

Os testes foram realizados na Clínica de diagnósticos por Imagem – CLIDAE e o aparelho de raios-X utilizado nos testes do sensor foi da marca Ray Tec Equipamentos Radiológicos, modelo US 30/50, de 30/50 kW de potência e voltagem máxima de 150 kV, de fabricação brasileira.

O campo de irradiação foi definido para atingir o sensor LDR perpendicularmente com distância de 0,227m entre sensor e colimador. Entre aparelho - operador/observador foi de 5m, considerando que a distância entre o aparelho e a sala de operação era da ordem de 3,5m.

Durante os testes foram usados de kV, mAs e ms de 50, 60, 70 e 80 para kV e 320, 400 e 500 para mAs e ms. A sala não possuía janelas, não tinha entrada de luz solar ou de outra luz ambiente e todas as lâmpadas foram desligadas.

Para garantir a segurança tanto do operador como do pesquisador/observador o multímetro foi colocado na sala de operação do aparelho de raios-X e atrás do biombo. Os testes foram realizados em 4 dias onde cada dia foi usado para um kV escolhido sendo 30 testes/disparos de radiação/dia. Ou seja, no 1º dia foram realizados 10 disparos para kV de 50 com 320 de mAs/ms, 10 disparos para kV de 50 com 400 de mAs/ms e 10 disparos para kV de 50 com 500 de mAs/ms, seguindo no 2º, 3º e 4º dias de testes, num total de 120 disparos.

Os primeiros testes foram realizados visando a adequar a leitura do observador ao tempo de resposta e graduar o multímetro pelo número de casas decimais no leitor. Também foram analisadas as condições de reação do sensor ao tempo de resposta entre a irradiação e registro do sinal no multímetro considerando um intervalo de tempo muito curto entre o disparo, a leitura e o tempo de permanência do valor medido/registrado no multímetro.

Embora o intervalo de tempo de resposta e leitura tenha sido pequeno, foi possível fazer a leitura considerando uma casa decimal após a vírgula.

3 | RESULTADOS

Com os valores das voltagens medidas e observadas pelo multímetro, procedeu-se ao cálculo do valor líquido de voltagens medidas que corresponde ao cálculo da voltagem média medida pelo sensor. O cálculo foi realizado fazendo a média dos 10 valores medidos/observados para cada kV/mAs-ms.

A Figura 2 ilustra o gráfico construído com os valores de kV indexados no eixo X para mAs de 320 e os valores líquidos de voltagens medidas pelo detector indexados no eixo Y. Assim, pode-se ver o aumento de cada valor líquido à medida que se aumenta o valor do kV.

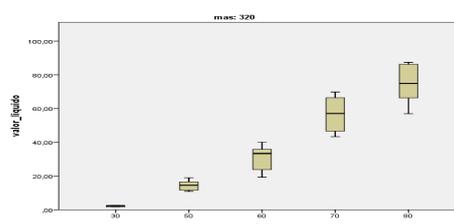


Figura 2: Valores de kV versus valores líquidos da voltagem medida para mAs de 320.

A Figura 3 ilustra o gráfico construído com os valores de kV indexados no eixo X para mAs de 400 e os valores líquidos de voltagens medidas pelo detector indexados no eixo Y. Assim, pode-se ver o aumento de cada valor à medida que aumenta o valor do kV.

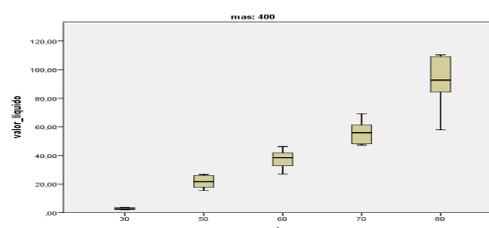


Figura 3: Valores de kV versus valores líquidos da voltagem medida para mAs de 400.

A Figura 4 ilustra o gráfico construído com os valores de kV indexados no eixo X para mAs de 500 e os valores líquidos de voltagens medidas pelo detector indexados

no eixo Y. Assim, pode-se ver o aumento de cada valor à medida que aumenta o valor do kV.

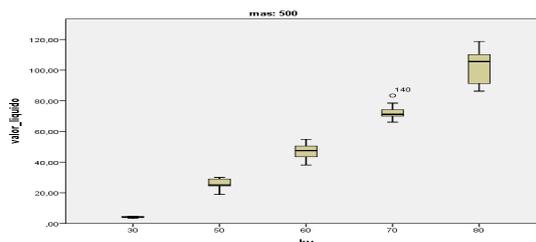


Figura 4: Valores de kV versus valores líquidos da voltagem medida para mAs de 500.

Para analisar o efeito do kV e mAs na medição foi utilizada a regressão para verificar esse efeito. Isso justifica a necessidade do uso do modelo de regressão linear para análise dos resultados e análise de beta, *p*-valor e ic-95% de beta, pois, sendo a medição uma variável contínua, o modelo de regressão adequado é o de regressão linear.

Considerando os valores relativos à distância aparelho-sensor, kV, mAs, ms e voltagem média medida pelo sensor, calculou-se os valores da distância ao quadrado (D^2), a intensidade do feixe ($kV \cdot i \cdot t$) e a intensidade relativa (IR), onde *i* corresponde à mAs e *t* corresponde a ms.

Para determinar a intensidade relativa (IR) foi utilizada a relação (BUSHONG, 2010; BUSHONG, 2008). As Figuras 5 e 6 ilustram os gráficos da curva padrão da taxa de variação de IR em relação à kV. A Figura 5 ilustra o gráfico para a relação kV versus IR para *i* e *t* iguais a 0,32.

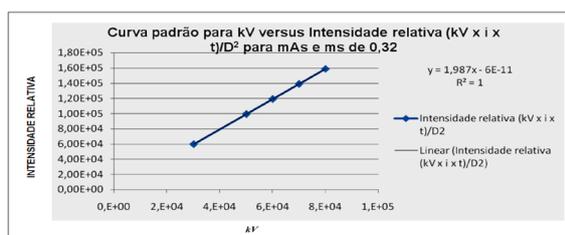


Figura 5: Gráfico para a relação kV versus IR para *i* e *t* iguais a 0,32.

De acordo com o gráfico ilustrado pela Figura 5, é possível verificar para um R^2 igual a 1 que de fato, à medida que a kV aumenta, a intensidade relativa também aumenta proporcionalmente, mostrando que a kV é uma variável importante na determinação da energia de um feixe de raios-X. Como R^2 no gráfico é 1, isto significa que 100% da variável dependente da voltagem líquida consegue ser explicada pelo fator regressor presente no modelo. A Figura 6 ilustra o gráfico para a relação kV versus IR para *i* e *t* iguais a 0,40.

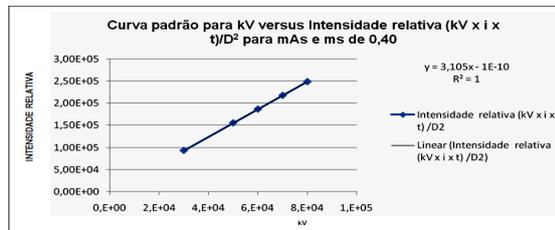


Figura 6: Gráfico para a relação kV versus IR para i e t iguais a 0,40.

Pela Figura 6, é possível também verificar pelo R^2 igual a 1, à medida que a kV aumenta, a intensidade relativa também aumenta proporcionalmente embora a corrente e o tempo também tenham aumentado de 0,4A e 0,4s, o que mostra que a kV é uma variável importante na determinação da energia de um feixe de raios-X.

Pelos gráficos é possível observar que, à medida que a kV aplicada no aparelho de raios-X aumenta, a IR também aumenta proporcionalmente como é possível verificar para R^2 igual a 1, o que demonstra uma relação entre a intensidade do feixe de radiação sendo proporcional direta. Ou seja, com R^2 igual a 1, conclui-se que a relação entre kV e IR é linear e diretamente proporcional, de modo que os valores encontrados estão satisfatórios.

Com os valores de IR (W/m^2) expressando as potências dos feixes de raios-X que atingem a área superficial do sensor de LDR para todos os kV, mAs e ms utilizados, serão determinados os fatores elétricos no sensor em relação ao aparelho testado pela razão V/IR para mAs de 0,32, 0,40 e 0,50 respectivamente.

A Figura 7 ilustra a relação entre a voltagem média versus IR para um mAs de 0,32.

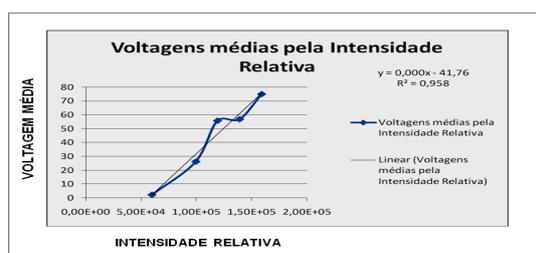


Figura 7: Gráfico da relação voltagem média V versus IR para mAs de 0,32.

Como o R^2 no gráfico da Figura 7 é 0,958, isto significa que 95,8% da variável dependente da voltagem líquida consegue ser explicado pelo fator IR, o que indica um excelente resultado na medição da voltagem pelo sensor e detecção de raios-X. A Figura 8 ilustra o gráfico da relação entre a voltagem média versus IR para um mAs de 0,40.

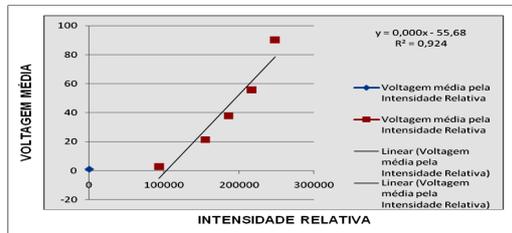


Figura 8: Gráfico da relação voltagem média V versus IR para mAs de 0,40.

Como o R^2 no gráfico da Figura 8 é de 0,924, isto significa que 92,4% da variável dependente da voltagem líquida consegue ser explicado pelo fator IR, o que indica um excelente resultado na medição da voltagem pelo sensor e detecção de raios-X em relação à intensidade relativa do feixe de raios-X, assim como mostrado na Figura 7 e consolidando os resultados obtidos.

4 | DISCUSSÃO

Os resultados indicam que, por meio das voltagens medidas, é possível utilizar o sensor de LDR como detector de raios-X e testá-lo em outros aparelhos de raios-X, nas mesmas condições das variáveis utilizadas para funcionamento do aparelho objeto de testes com o sensor desenvolvido neste trabalho.

O R^2 expressou o quanto as variáveis estão explicando a variável resposta (valor líquido da voltagem medida pelo sensor), considerando que esse valor varia de 0 a 1, sendo que, quanto mais próximo de 1, mais as variáveis independentes estão explicando a resposta obtida.

Todos os resultados foram acima de 90%, mostrando que as variáveis inseridas estão explicando muito bem o valor líquido, sendo que a título de análises descritivas:

- As variáveis mAs e kV estão associadas positivamente com a medição;
- A kV tem influência maior que a mAs no valor líquido das voltagens medidas e determina a intensidade relativa do feixe de raios-X o que caracteriza que de fato, quanto maior o valor da kV, maior a intensidade relativa (energética) do feixe de raios-X;
- Em média o kV aumenta em 1,71 o valor líquido da voltagem medida;
- À medida que se aumentam o kV e o mAs, o valor da influência do kV também aumenta.

A significância das estimativas dos efeitos medida a partir do Teste de *Wald* traduziu muito bem os valores do p -valor, considerando a significância de 5%. Verificou-se pelos resultados encontrados que para o p -valor foi inferior a 0,001.

A partir da análise estatística dos resultados e da significância das estimativas dos efeitos medidos pelo método do Teste de *Wald*, verificou-se que o método traduziu muito bem os valores do p -valor, considerando a significância da ordem de 5% e que o valor p -valor foi inferior a 0,001 e indicou que o Teste de *Wald* adotado foi eficiente para analisar a significância das estimativas dos efeitos medidos.

Os resultados encontrados nesta pesquisa provam de modo eficaz, a viabilidade do LDR como sensor de raios-X e assim, estabelece uma unidade padrão para verificação da eficiência e calibragem de aparelhos de raios-X, por meio da voltagem medida pelo sensor quando irradiado por um feixe de raios-X.

5 | CONCLUSÃO

Esta pesquisa mostrou que o sensor de LDR é eficiente para a detecção de raios-X na relação para determinação da Intensidade Relativa do feixe.

A partir do teste de funcionalidade do sensor e quanto ao teste A partir da análise estatística dos resultados e da significância das estimativas dos efeitos medidos pelo método do Teste de Wald, verificou-se que o método traduziu muito bem os valores do p -valor, considerando a significância da ordem de 5% e que o valor p -valor foi inferior a 0,001 e indicou que o Teste de Wald adotado foi eficiente para analisar a significância das estimativas dos efeitos medidos.

A sensibilidade radioativa do LDR como possível sensor para detecção de raios-X, pode-se concluir que o mesmo funcionou perfeitamente, respondendo muito bem à incidência dos fótons de raios-X utilizados, podendo compor futuramente um equipamento para medição da intensidade ou da energia dos raios-X emitidos por aparelhos hospitalares e principalmente por ser o detector criado um equipamento de baixíssimo custo e de fácil utilização.

Deste modo, será possível verificar se a calibração dos aparelhos utilizados e níveis de energia (em comparação com as taxas de dose regulamentadas) correspondem aos valores máximos permitidos e não colocando em risco os pacientes e profissionais.

O detector construído apresentou eficácia durante a realização dos testes de funcionalidade e sensibilidade, mostrando-se um recurso eletrônico importante para análise da funcionalidade radioativa de aparelhos de raios-X, pois, através desses resultados, será possível estabelecer valores padrões do nível de energia emitido para determinados valores de kV, mA e mAs utilizados pelos profissionais durante a produção de radiografias.

O sensor de LDR apresenta-se como excelente recurso para a realização de testes de calibração e de medidas do nível de energia da radiação para diferentes aparelhos de raios-X e pode ser uma ferramenta importante para melhor capacitar os profissionais da área, da engenharia clínica e da radioproteção sobre a padronização de funcionalidade dos aparelhos, o cumprimento das normas e testes de controle de qualidade dos aparelhos.

REFERÊNCIAS

BUSHONG, S. C., **Ciência radiológica para tecnólogos**, 9ª Ed, Elsevier Brasil, 2010.

BUSHONG, S. C., **Workbook and Laboratory Manual for Radiologic Science for Technologists: Physycs, Biology and Protection**, 9ª ed, FACR FACMP, 2008.

CNEN-NN-3.01:201: **Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica**, 2011.

NAVARRO, M. V. T. **Risco, radiodiagnóstico e vigilância sanitária** [online]. Salvador: EDUFBA, 2009, 166 p. ISBN 978-85-232-0620-8.

OKUNO, E; YOSHIMURA, E. M. **Física das radiações**, Oficina de Textos, São Paulo, 2010.

TUBINO, M; QUEIROZ, C. A. R. **Flow injection visible diffuse reflectance quantitative analysis of nickel**. *Analytica Chimica Acta*, v. 600, p. 199–204, 2007.

SISTEMA DE AQUISIÇÃO DO SINAL MIOELÉTRICO PARA PRÓTESES DE MEMBRO SUPERIOR

Bruna Souza Morais

Universidade de São Paulo, Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia – São Paulo

Samuel Lourenço Nogueira

Universidade Federal de São Carlos, Departamento de Engenharia Elétrica – São Paulo

Thiago Luiz de Russo

Universidade Federal de São Carlos, Departamento de Fisioterapia – São Paulo

Arlindo Neto Montagnoli

Universidade Federal de São Carlos, Departamento de Engenharia Elétrica – São Paulo

RESUMO: Próteses Mioelétricas trazem uma melhoria significativa na qualidade de vida para pacientes amputados. No entanto, mesmo existindo diversos modelos disponíveis no mercado, estes ainda não são amplamente utilizados. Assim, o objetivo deste trabalho é iniciar a implementação de uma prótese mioelétrica de baixo custo e fácil adaptação, focando-se no desenvolvimento do sistema de aquisição e pré-processamento dos sinais. A validade da abordagem desenvolvida foi demonstrada através de capturas simultâneas entre o sistema proposto e um dispositivo comercial de análise de sinais. Pelo método

de correlação normalizada obteve-se 95,8% de similaridade entre o sinal amostrado e o medido pelo dispositivo.

PALAVRAS-CHAVE: Sinal mioelétrico, prótese mioelétrica, eletromiografia.

ABSTRACT: Myoelectric Prostheses provide a significantly improvement in life quality for amputated patients, and even though there are several available models to purchase, they are still not widely used. Therefore, the objective of this work is to initiate the implementation of a low-cost and easy-to-adapt myoelectric prosthesis, focusing on the development of the signal acquisition and preprocessing system. The validation of the developed system was demonstrated through simultaneous captures between the proposed system and a commercial signal analysis device. By the normalized cross-correlation method, it was obtained 95.8% similarity between the sampled and the measured by device signals.

KEYWORDS: Myoelectric signal, myoelectric prostheses, electromyography.

1 | INTRODUÇÃO

A análise do estado da arte de próteses mioelétricas para membro superior permite constatar a existência de um distanciamento entre os modelos desenvolvidos para fins

acadêmicos e comerciais. Apesar da alta precisão da classificação de padrões eletromiográficos já alcançada em diversas pesquisas, ainda a maior parte dos modelos comerciais disponíveis utilizam técnicas de controle mioelétrico baseado no limiar de amplitude (FARINA et al., 2014). Ademais, esses dispositivos ainda não são amplamente utilizados e possuem uma alta taxa de rejeição (23%-40%) indicando importantes limitações clínicas conforme abordado em Farina et al., (2015) e em Smit, Plettenburg e van der Helm (2014). Nestes trabalhos os autores descrevem a grande dificuldade de adaptação dos pacientes no uso de próteses, em grande parte, devido ao controle não intuitivo e pouco robusto. Outros fatores determinantes para o desconforto na utilização relatados, são o peso, durabilidade energética, encaixe do soquete ao membro residual e aparência insatisfatória. Além disso, o custo elevado decorrente da alta complexidade tecnológica dos produtos comercialmente disponíveis e da importação para o Brasil dificultam o acesso a esses dispositivos de reabilitação.

O desenvolvimento de próteses mioelétricas envolvem implementação de sistemas de aquisição, processamento e caracterização do sinal. Diversas técnicas de medição do sinal mioelétrico e tipos de eletrodos vem sendo testados para alcançar repetibilidade e maior precisão do sinal obtido. Os eletrodos de superfície tem sido os mais utilizados para esta aplicação pela vantagem de serem não invasivos. Eles podem ser feitos de metal polarizável que confere um comportamento capacitivo ou ainda podem ser não polarizável resultando em um comportamento resistivo. O contato com a pele pode ser intermediado por substância eletrolítica condutora entre eletrodo e a pele ou feito diretamente. Eles são dispostos em configuração monopolar, bipolar ou Laplaciana formando cada canal de medição. A orientação do canal, longitudinal ou transversal, fornece informações locais de um músculo ou globais de um grupo muscular, respectivamente. Outra abordagem que tem sido estudada é a utilização de matrizes de eletrodos de superfície de alta densidade (HD-sEMG). (HAKONEN, PIITULAINEN, VISALA, 2015; CHOWDHURY, 2013)

As próteses sensoriadas através de eletromiografia demandam que a análise em tempo real seja realizada através da segmentação dos sinais em janelas temporais. As características extraídas de cada segmento pertencem ao domínio do tempo, da frequência, ou espacial e são avaliadas quanto a separabilidade das classes, sua robustez e complexidade computacional. Em Hakonen, Piitulainen e Visala (2015) foi apresentado uma relação das características mais comumente utilizadas na classificação do sinal mioelétrico. Dentre as metodologias apresentadas com melhor performance destaca-se a combinação do classificador LDA com o conjunto de características no domínio do tempo do vetor de Hudgin. Esse vetor reúne o valor absoluto médio da amplitude, uma medição combinada da amplitude, frequência e duração do sinal, o número de vezes que o sinal cruza o nível zero de amplitude e o número de vezes de mudança da inclinação do sinal EMG. (CHOWDHURY, 2013)

O objetivo deste trabalho é desenvolver um sistema para aquisição de sinal mioelétrico para próteses de membros superiores, considerando um sistema não

invasivo de aquisição. A partir dele, visa-se a implementação de uma prótese simples e ao mesmo tempo robusta, de forma a garantir a fácil adaptação e baixo custo.

2 | MATERIAIS E MÉTODOS

Um protótipo inicial do circuito de processamento do sinal mioelétrico com alimentação, aquisição e filtragem foi implementada e testada em uma placa de circuito impresso. O circuito foi desenvolvido e aprimorado a partir de trabalhos anteriores, como pode ser visto em Soares (2013).

A alimentação elétrica do sistema é fornecida por uma única bateria de 9V contribuindo para um design com tamanho e peso reduzidos.-

A detecção do sinal mioelétrico foi medida por meio de três eletrodos de superfície e não invasivos, da marca 3M, modelo 2223BRQ. Eles foram colocados no antebraço do paciente sobre o músculo braquiorradial observando as recomendações gerais da SENIAM.

A aquisição do sinal foi realizada com o amplificador diferencial instrumental INA118P com ganho configurado para 501.

A filtragem do sinal é feita por um filtro passa-alta passivo e por um filtro passa-baixa de 1º ordem, com frequências de corte de 50Hz e 500Hz, respectivamente.

O filtro passa-baixa foi implementado com o amplificador operacional de baixa frequência LF351 com ganho de 5.89 e com offset ajustado para 1.51V. Assim, o ganho total da combinação do amplificador instrumental e do filtro passa-faixa é de 2952.32. Sendo o sinal foi ajustado adequadamente para o processamento do microcontrolador.

O sinal amostrado pelo microcontrolador ARM Cortex M3 LPC1769 foi armazenado em vetores com tamanho de 680 pontos. A frequência de amostragem foi de no máximo 3400Hz para garantir que a janela temporal do sinal amostrado tenha pelo menos 200ms.

A programação da plataforma de aquisição foi realizada no CoCoX CoIDE 2.0.3 e a análise do sinal amostrado foi feita Matlab R2013. Para facilitar o estudo e avaliação da confiabilidade dos sinais aquisitados, foram realizadas capturas com janelas de tamanho variável, entre 200ms à 442ms. O objetivo destas capturas era identificar o início da contração muscular do braquiorradial, onde se concentra as informações características do movimento.

Assim, a performance do sistema foi avaliada para várias frequências de amostragem variando o tamanho janela de aquisição, com o objetivo de se determinar a configuração mais adequada. Os resultados apresentados a seguir foram obtidos para a frequência de amostragem de 1538.46Hz, com o tempo da janela de aquisição igual a 442ms.

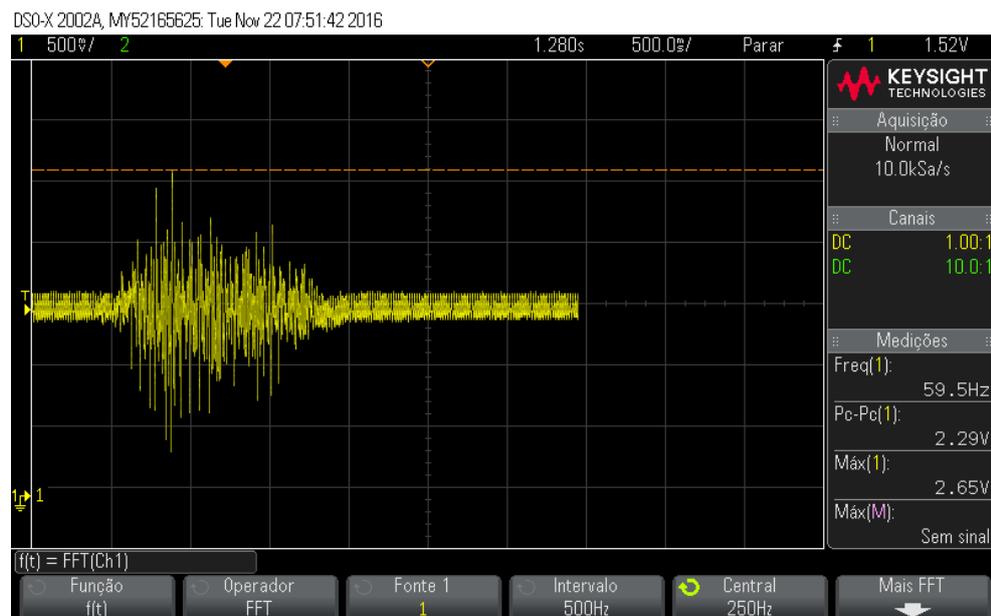
Para validação da amostragem do sinal, os sinais digitalizados foram comparados com medições do osciloscópio Agilent InfiniiVision, modelo DSO-X 2002A. Esta

comparação foi feita visualmente e matematicamente por meio da função de correlação cruzada normalizada descrita na Equação (1). A correlação cruzada fornece uma medida de similaridade da forma entre duas curvas x e y defasadas. O resultado r varia de -1 a 1, sendo que a correlação próxima a 0 indica a não relação entre as variáveis, próxima a 1 indica alta correlação e movimento na mesma direção, enquanto próxima a -1 indica alta correlação mas movimento em direções opostas. (WREN et al., 2006)

$$r = \frac{\sum_{n=0}^{N-1} x[n]y[n]}{\sqrt{\sum_{n=0}^{N-1} x^2[n] \sum_{n=0}^{N-1} y^2[n]}} \quad (1)$$

3 | RESULTADOS

A Figura 1 mostra o sinal mioelétrico medido no osciloscópio e no conversor A/D com a frequência de amostragem de 1538.46Hz e tempo de janela de aquisição (t_j) de 442ms. As linhas vermelhas verticais foram inseridas no gráfico para visualização dos limites das janelas de aquisição, permitindo verificar a validade do sinal obtido. Elas indicam também onde ocorreu a perda do sinal em decorrência do tempo de processamento.



(a)

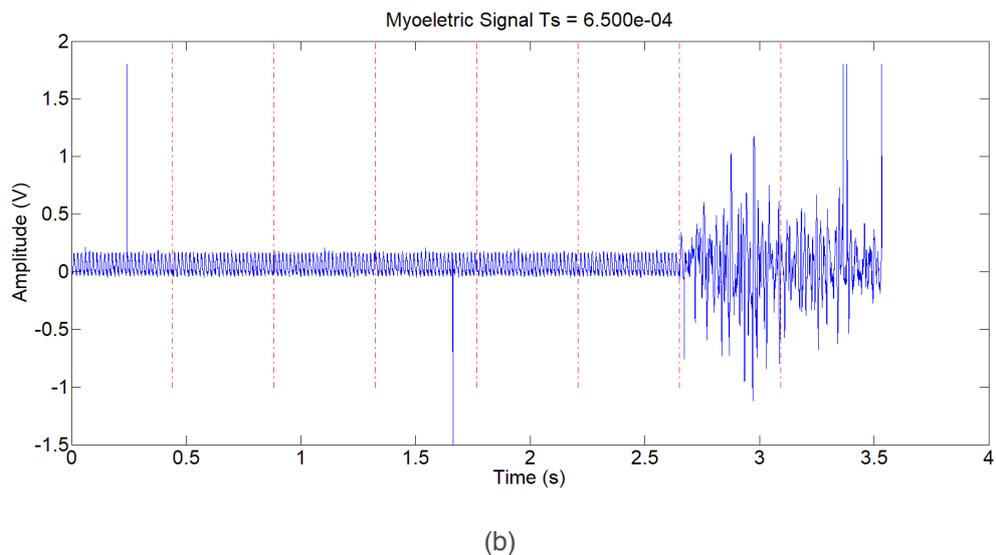


Figura 1 - Sinal mioelétrico, (a) osciloscópio e (b) conversor A/D

Fonte: Autoria Própria

Para verificar-se a fidelidade do sinal mioelétrico amostrado com o sinal original, foi feita uma comparação visual entre o sinal medido pelo osciloscópio e o sinal amostrado (Figura 1). Uma comparação mais efetiva foi feita plotando-se as curvas das duas aquisições de forma sobrepostas aproximando os gráficos na porção correspondente ao início da contração, facilitando assim, a avaliação da similaridade das curvas, conforme mostrado na Figura 2. A correlação entre os sinais da janela correspondente ao início da contração foi de 95,8%.

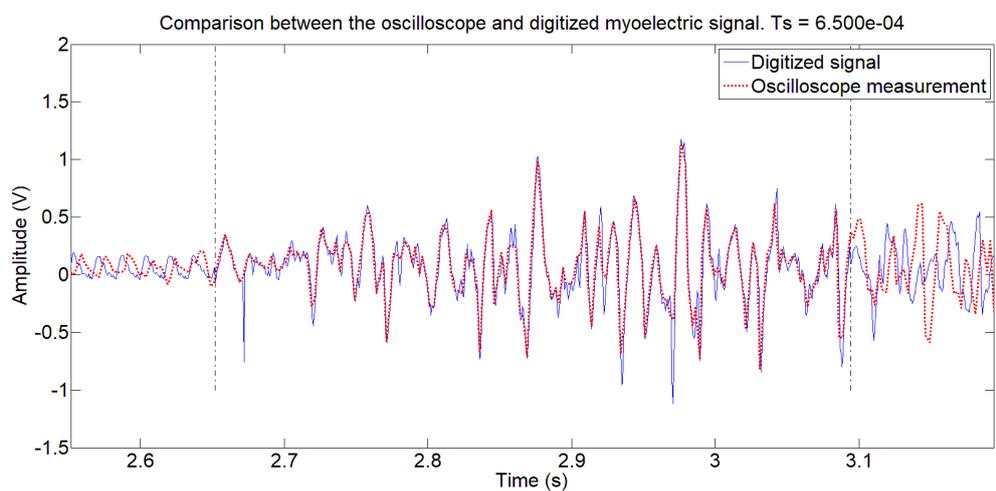


Figura 2 - Comparação entre o sinal medido (em vermelho) e amostrado (em azul) focando o início da contração

Fonte: Autoria Própria

Por último foram avaliadas as características relativas aos componentes de frequência do sinal mioelétrico, sendo utilizado a transformada da Fourier para esse fim. Verificou-se assim, a validade da abordagem de aquisição proposta, conforme pode ser visto na Figura 3. A correlação entre a FFT obtida pelo osciloscópio e calculada sobre o sinal amostrado no intervalo de maior intensidade do sinal (de 0 a 150 Hz) foi

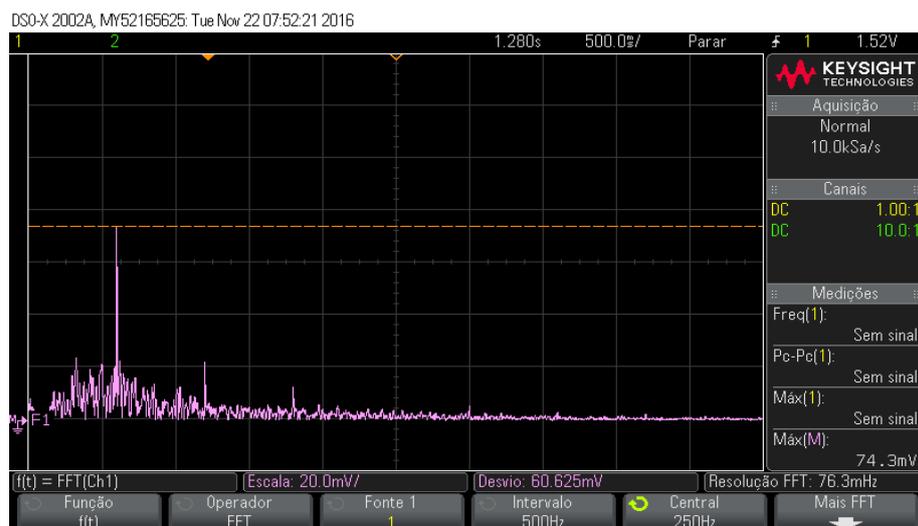
de 77,68%.

4 | DISCUSSÃO E CONCLUSÕES

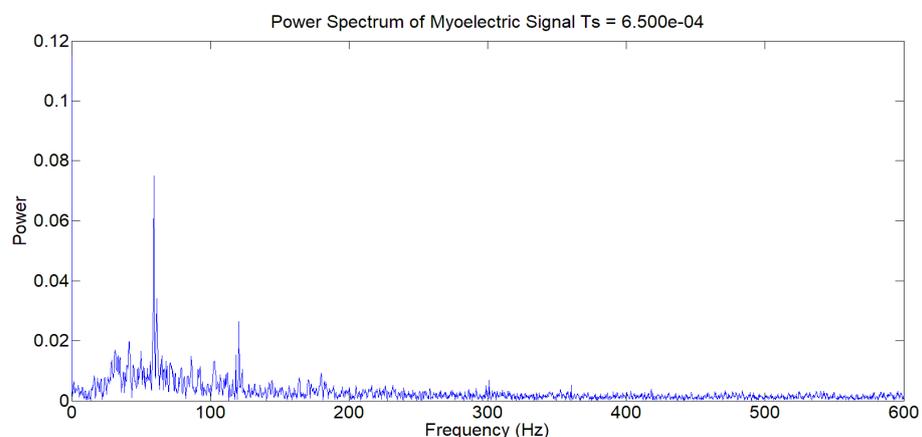
A análise dos resultados obtidos permitiu avaliar a performance do sistema proposto. Assim, determinou-se que a aquisição do sinal mioelétrico é adequada configurando-se a frequência de amostragem para cerca de 1600Hz com janela de amostragem de 425ms.

A sobreposição dos sinais amostrados com o sinal correspondente medido no osciloscópio, revelou uma alta conformidade com correlação de 95,8%, permitindo perceber uma alta fidelidade da amostragem em relação ao sinal original.

A comparação da FFT obtida no osciloscópio com a FFT calculada sobre o sinal amostrado foi feita por meio da análise da frequência e amplitude de alguns dos picos sobressalentes. De forma similar à análise temporal, os dois resultados da FFT foram plotados sobrepostos, verificando-se a conformidade da forma dos espectros com correlação de 77,68%.



(a)



(b)

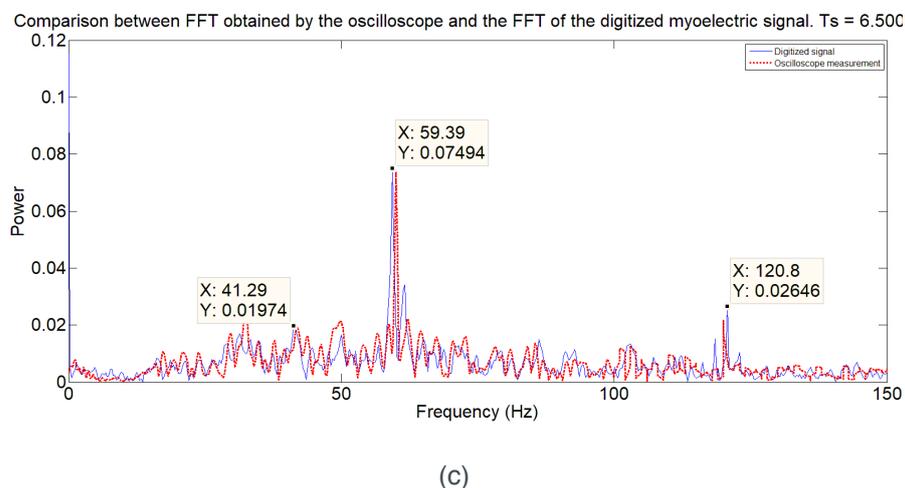


Figura 3 - Espectro de frequência do sinal mioelétrico: (a) FFT obtida no osciloscópio (escala horizontal: 50Hz por divisão); (b) FFT calculada sobre o sinal amostrado; (c) Comparação dos resultados obtidos focando-se na região de maior intensidade do sinal mioelétrico.

Fonte: Autoria Própria

5 | AGRADECIMENTOS

Agradecimentos à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - CAPES pelo apoio financeiro à esta pesquisa com a concessão de bolsa de mestrado.

Trabalho apresentado no V Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia I X Simpósio de Engenharia Biomédica, ocorrido em Uberlândia em 2017.

REFERÊNCIAS

- CHOWDHURY, R. H.; REAZ, M. B. I.; ALI, M. A. B. M.; BAKAR, A. A. A.; CHELLAPPAN, K.; CHANG, T. G. **Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques**. Sensors, v. 13, n. 9, p. 12431-12466, 2013. DOI: 10.3390/s130912431.
- FARINA, D.; JIANG, N.; REHBAUM, H.; HOLOBAR, A.; GRAIMANN, B.; DIETL, H.; ASZMANN, O. C. **The Extraction of Neural Information from the Surface EMG for the Control of Upper-Limb Prostheses: Emerging Avenues and Challenges**. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, v. 22, n. 4, p. 797-809, jul. 2014;. DOI: 10.1109/TNSRE.2014.2305111.
- HAKONEN, M.; PIITULAINEN, H.; VISALA, A. **Current state of digital signal processing in myoelectric interfaces and related applications**. Biomedical Signal Processing and Control, v. 18, p. 334-359, 2015. ISSN 1746-8094.
- SMIT, G.; PLETTENBURG, D. H.; VAN DER HELM, F. C. T. **The Lightweight Delft Cylinder Hand: First Multi-Articulating Hand That Meets the Basic User Requirements**. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, v. 23, n. 3, p. 431-440, mai. 2015. DOI: 10.1109/TNSRE.2014.2342158.
- SOARES, F. F. Desenvolvimento de uma Prótese de Mão Mioelétrica Inteligente: Análise e Processamento de Sinais [iniciação científica]. São Carlos: Universidade Federal de São Carlos; 2013.

WREN, T. A. L.; PATRICK DO, K.; RETHLEFSEN, S. A.; HEALY, B. **Cross-correlation as a method for comparing dynamic electromyography signals during gait.** Journal of Biomechanics, v. 39, n. 14, p. 2714-2718, 2006. ISSN 0021-9290.

SENSORES À FIBRA ÓPTICA MICROESTRUTURADA BASEADOS NA RESSONÂNCIA DE PLÁSMONS DE SUPERFÍCIE

Márcia Fernanda da Silva Santiago

Universidade Federal de Campina Grande –
(UFCG), Departamento de Engenharia Elétrica e
Informática
Campina Grande – Paraíba

Arthur Aprígio de Melo

Instituto Federal de Educação, Ciência e
Tecnologia da Paraíba – (IFPB), Departamento de
Engenharia Elétrica e Telecomunicações
João Pessoa – Paraíba

Talita Brito da Silva

Instituto Federal de Educação, Ciência e
Tecnologia da Paraíba – (IFPB), Departamento de
Engenharia Elétrica e Telecomunicações
João Pessoa – Paraíba

Rossana Moreno Santa Cruz

Instituto Federal de Educação, Ciência e
Tecnologia da Paraíba – (IFPB), Departamento de
Engenharia Elétrica e Telecomunicações
João Pessoa – Paraíba

Cleumar da Silva Moreira

Instituto Federal de Educação, Ciência e
Tecnologia da Paraíba – (IFPB), Departamento de
Engenharia Elétrica e Telecomunicações
João Pessoa – Paraíba

RESUMO: Nos últimos anos, a tecnologia de sensores à fibra óptica tem sido impulsionada para aplicações industriais e biomédicas, com o surgimento dos sensores baseados no fenômeno de Ressonância de Plásmons de Superfície

(SPR). O uso de fibras ópticas como substrato para o acoplamento da luz nestes dispositivos tem sido crescente, devido à possibilidade de miniaturização, acesso remoto, imunidade a interferências eletromagnéticas, flexibilidade, dentre outras características. Durante a década de 1990, foi introduzida uma nova tecnologia na fabricação de fibras ópticas, onde elementos chamados cristais fotônicos passaram a ser a matéria prima utilizada para a construção e caracterização dessas fibras que consistem em guias de onda microestruturados. O desenvolvimento de sensores ópticos em fibras microestruturadas torna-se uma alternativa bastante atraente para diversas aplicações em sensoriamento, podendo ser utilizados no monitoramento de parâmetros físicos, químicos e biológicos, relevantes para a manutenção da qualidade de produtos na indústria e em aplicações biomédicas como a detecção de patologias através de fluidos, devido ao desenvolvimento e otimização de dispositivos para exames laboratoriais compactos, precisos e de baixo custo, em comparação com os existentes. Este trabalho apresenta a análise numérica de uma proposta de biossensor construído com fibras de cristais fotônicos de sílica, utilizando o ouro na região sensora. Este estudo serviu para validar a utilização destas fibras para a construção de sensores SPR.

PALAVRAS-CHAVE: Biossensores, fibras

microestruturadas, plásmons de superfície.

ABSTRACT: In recent years, fiber-optic sensor technology has been boosted to industrial and biomedical applications, with the emergence of sensors based on Surface Plasmon Resonance phenomenon (SPR). The use of optical fibers as a substrate for the coupling of light in these devices has been increased, due to the possibility of miniaturization, remote access, immunity to electromagnetic interference, flexibility, among other characteristics. During the 1990s, a new technology was introduced in the manufacture of optical fibers, where elements called photonic crystals became the raw material used for the construction and characterization of these fibers consisting of microstructured waveguides. The development of optical sensors in microstructured fibers becomes a very attractive alternative for several applications in sensing, and can be used in the monitoring of physical, chemical and biological parameters, relevant to the maintenance of the quality of products in industry and biomedical applications, for example, through the detection of pathologies using fluids due to the development and optimization of devices for compact, accurate and low cost laboratory tests in comparison with the existing ones. This work presents the numerical analysis of a biosensor proposal constructed with photonic crystal fibers of silica, using gold in the sensory region. This study served to validate the use of these fibers for the construction of SPR sensors.

KEYWORDS: Biosensors, microstructured fibers, surface plasmons.

1 | INTRODUÇÃO

Os sensores à fibra óptica baseados na técnica de ressonância de plásmons de superfície (*Surface Plasmon Resonance* – SPR) foram propostos inicialmente pelo Dr. Jorgenson, um pesquisador da Universidade de Washington, em 1991. Desde então, têm sido propostas diversas configurações de sensores SPR em fibras ópticas, cujas aplicações destinam-se ao sensoriamento químico e biológico (JORGENSEN, YEE, 1993). Ainda, durante a década de 1990, foi introduzida uma nova tecnologia na fabricação de fibras ópticas, onde elementos chamados cristais fotônicos passaram a ser a matéria prima utilizada para a construção e caracterização de fibras ópticas (Russell,2003). Esta nova tecnologia impulsionou o interesse no estudo e desenvolvimento das fibras ópticas microestruturadas ou fibras de cristais fotônicos (*Photonic Crystal Fibers* - PCFs). O desenvolvimento dessas fibras permitiu a obtenção de efeitos ópticos até então impossíveis de se alcançar com as fibras ópticas convencionais, representando uma nova era na tecnologia de fibras ópticas e, conseqüentemente, nos sensores ópticos (Russell,2003).

Nos últimos anos, o fenômeno de ressonância de plásmons de superfície e sua utilização em sensoriamento tem atraído a atenção de cientistas e pesquisadores devido à vasta gama de aplicações em áreas multidisciplinares do conhecimento. Os

sensores e biossensores SPR apresentam alta sensibilidade, o que os tornam úteis em diversos tipos de aplicações em campos como: monitoramento ambiental, segurança e controle alimentar, análise de águas, detecção de líquidos e gases em soluções, diagnósticos médicos (como é o caso da detecção rápida de vírus e bactérias, como os encontrados em doenças como a Dengue, a AIDS), testes de drogas, bioimagens, detecção química e diversos outros tipos de análises biológicas através da interação entre antígenos e anticorpos (Russell,2003), (Zhao,Deng e Li, 2014).

A técnica SPR surge da interação de feixes luminosos p-polarizados com oscilações longitudinais, denominadas plásmons de superfície, presentes normalmente em metais nobres (especialmente, ouro, prata e cobre) (SILVA, ROZIA e FRAZOA, 2014). Um campo evanescente é gerado da interação fóton-plásmon e interage com o dielétrico que é adicionado sobre a camada metálica, onde uma alteração no índice de refração do conjunto metal-dielétrico é medida. Na entrada luminosa, um substrato óptico é acrescido e um dispositivo multicamadas (substrato-metal-dielétrico) é configurado (SILVA, ROZIA e FRAZOA, 2014), (SALAVÍK, HOMOLA e CTYROKY, 1999).

A possibilidade das análises com sensores e biossensores serem efetuadas em tempo real e sem necessidade de marcação faz com que a técnica SPR seja utilizada no estudo da interação antígeno-anticorpo que, aliada à tecnologia das fibras ópticas microestruturadas, traz a possibilidade de construção de um biossensor moderno, eficiente e confiável, unindo as áreas de engenharia e medicina, contribuindo com a ciência à medida que proporciona melhoria na qualidade de vida humana. Este trabalho apresenta a caracterização numérica e computacional de fibras ópticas microestruturadas cuja aplicação destina-se à construção de um *biochip* óptico que integrará um sistema biossensor, destacando as vantagens da utilização deste tipo de fibra em comparação com as demais configurações existentes, do ponto de vista da complexidade de análise e fabricação, tais como as configurações que utilizam o grafeno para otimizar o acoplamento da onda eletromagnética que propaga-se na fibra com os plásmons de superfície do metal (NARAYAN, JITENDRA, 2015) e as cujo o núcleo oco é preenchido seletivamente com algum fluido que se deseja analisar (RIFAT et al., 2015).

2 | MATERIAIS E MÉTODOS

A análise teórica foi realizada a partir de simulações feitas com o auxílio do *software* comercial Lumerical® que utiliza, dentre outros métodos computacionais, o método dos elementos finitos e das diferenças finitas no tempo, sendo estes dois últimos aplicados no presente estudo, onde foram implementadas as equações do modelo multicamadas de Fresnel, com as quais, cada camada de material envolvido nas simulações é analisada do ponto de vista do tipo de material, da espessura de cada camada e do valor do índice de refração para cada uma delas, de acordo com o

comprimento de onda da fonte de luz utilizada na análise teórica.

Foram investigados os parâmetros essenciais de resposta de um biossensor SPR, como curvas de reflectância da luz incidente na fibra, assimetria desta curva, FWHM (*Full Width at Half Maximum*), largura de banda e sensibilidade refratométrica, visto que o princípio de funcionamento do dispositivo sensor baseia-se na diferença de índices de refração dos materiais que o compõem, incluindo as camadas do analito (água) e do dielétrico (ar), consideradas nas simulações.

A sensibilidade refratométrica foi calculada levando-se em conta uma pequena variação do índice de refração do analito, em que $\Delta n = 1 \times 10^{-3}$. Dessa forma, foram obtidos os valores de sensibilidade em função do ângulo de ressonância das curvas SPR.

Também se observou o comportamento do acoplamento da luz incidente nas fibras e sua interação com os capilares que formam a microestrutura. Parâmetros estruturais como diâmetro total da fibra, diâmetro do núcleo e dos capilares e separação entre os capilares (*pitch*) foram analisados de forma que caracterizassem a estrutura para a sua futura implementação prática. As aplicações práticas de sensoriamento requerem que o sensor opere com comprimentos de onda fixos, uma vez que o propósito desta análise é servir de base para a fabricação de uma fibra que servirá como *biochip* óptico. Optou-se pela investigação no modo angular (*Angular Interrogation Mode* - AIM), no qual mantém-se um comprimento de onda fixo enquanto o ângulo de incidência da fonte de luz é variado. Para tanto, foi utilizado um *laser* como fonte de luz operando em 800 nm e duas PCFs de núcleo sólido de sílica pura. Em ambas as fibras, a espessura do metal depositado (d) foi de 50 nm e o comprimento adotado para a região sensora (l) foi de 3 cm. O analito utilizado foi a água, com índice de refração $n = 1,33$. Existem diversas configurações de deposição da camada metálica, do ponto de vista geométrico da fibra. Este trabalho adotou a configuração em “D”, onde a fibra é polida, tendo parte de sua casca removida, deixando o núcleo descoberto, criando uma superfície plana onde é realizada a deposição do metal, obtendo-se a região sensora do *biochip* óptico.

A Figura 1 apresenta o diagrama das configurações projetadas e analisadas teoricamente, onde foram simuladas fibras com seis, três e dois capilares, respectivamente. Os dados referentes às fibras simuladas podem ser visualizados na Tabela 1.

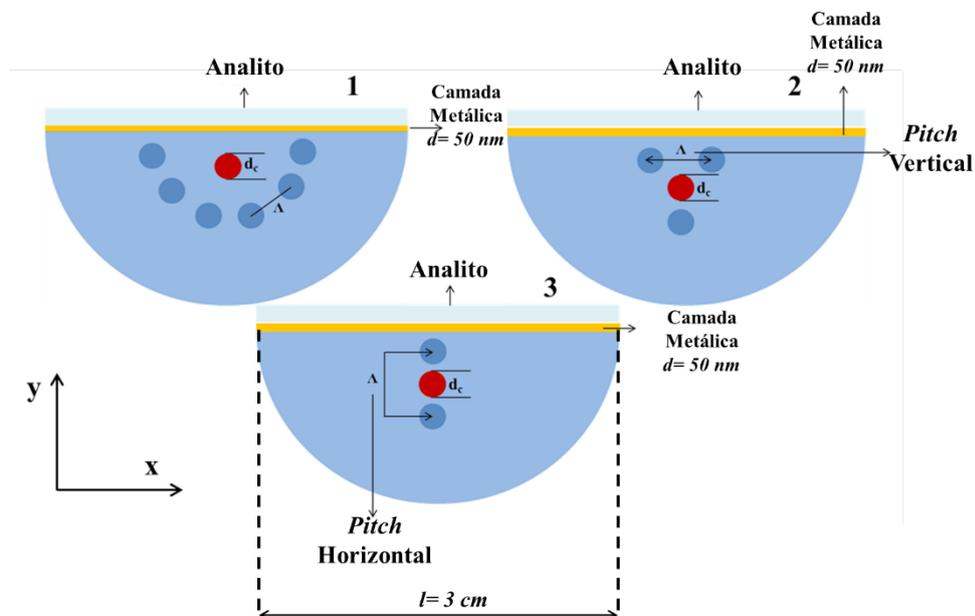


Figura 1. Diagrama das fibras microestruturadas utilizadas nas simulações.

Fonte: Autoria Própria.

Configuração	Pitch	Diâmetro do núcleo (d_c)	Diâmetro dos capilares (d)
Fibra 1	$2 \mu\text{m}$	$8 \mu\text{m}$	$4 \mu\text{m}$
Fibra 2	$4 \mu\text{m}$	$8 \mu\text{m}$	$4 \mu\text{m}$
Fibra 3	$5 \mu\text{m}$	$8 \mu\text{m}$	$4 \mu\text{m}$

Tabela 1. Dados das fibras microestruturadas utilizadas nas simulações.

3 | RESULTADOS

A Figura 2 apresenta a curva de reflectância em função do ângulo de incidência da luz para a configuração de fibra 1. De acordo com a Figura 2 a mínima reflectância ocorreu em um ângulo de aproximadamente $16,5^\circ$, ou seja, neste ponto a onda transmitida na PCF acoplou-se com os plásmons de superfície presentes no filme fino metálico.

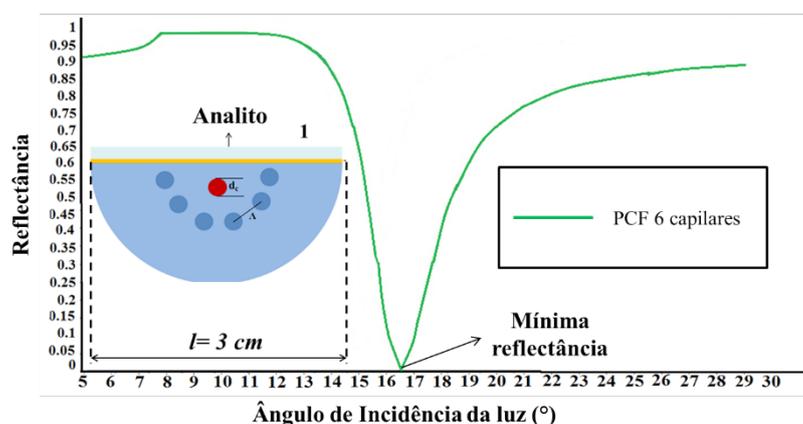


Figura 2. Curva de reflectância em função do ângulo de incidência da luz para uma PCF cuja microestrutura é composta por 6 capilares.

Fonte: Autoria Própria.

A Figura 3 apresenta a intensidade de acoplamento da luz na região sensora da fibra, bem como o espalhamento dos plásmons de superfície no metal. A área em vermelho mostra a região de maior acoplamento entre a onda de plásmons de superfície e a onda de luz incidente, ou seja, mostra a região em que ocorreu o fenômeno SPR.

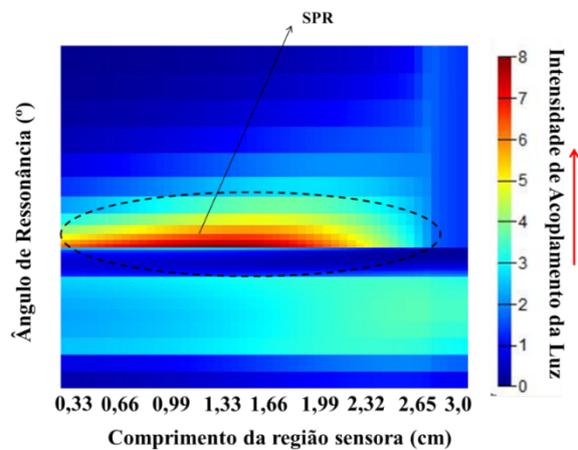


Figura 3. Acoplamento da luz incidente com os plásmons de superfície para a configuração de fibra 1 mostrada na Figura 1.

Fonte: Autoria Própria.

A Figura 4 apresenta as curvas de reflectância e transmitância obtidas para as fibras 2 e 3, mostradas na Figura 1, com 3 e 2 capilares, respectivamente. O ângulo de ressonância obtido foi de $50,5^\circ$ para as duas configurações de fibras (2 e 3 capilares). As curvas assemelham-se. Neste caso, também foram plotadas as curvas de transmitância, com as quais se obteve um valor máximo de transmitância aproximadamente igual a 1 (um) para as duas configurações, a partir de $45,5^\circ$.

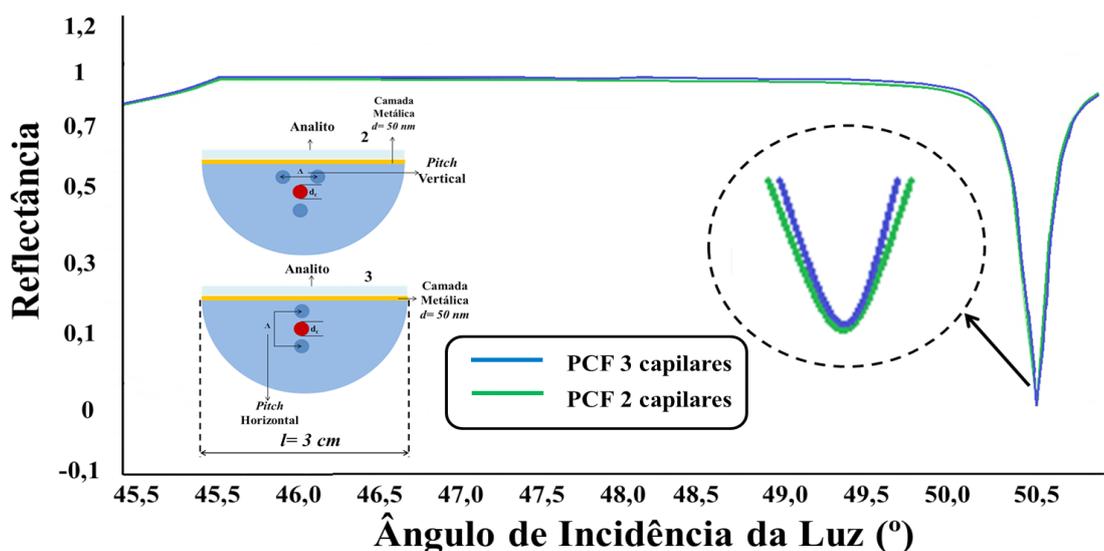


Figura 4. Curva de reflectância em função do ângulo de incidência da luz para as configurações de fibras 2 e 3.

Fonte: Autoria Própria.

A Figura 5 mostra a intensidade do acoplamento da luz incidente com os plásmons de superfície presentes na região sensora para as fibras de 2 e 3 capilares. Não houve diferenças significativas com relação ao acoplamento da luz nas duas estruturas, porém, nota-se pela Figura 5 que, em ambas, a energia apresentou um comportamento crescente com relação à intensidade, concentrando-se na área da região sensora compreendida entre 2,25 e 3 cm. Este comportamento encontra-se em estudo, onde a princípio, estão sendo obtidas equações que mostram que a microestrutura da fibra aumenta o pico de perdas da onda evanescente com a onda de plásmons de superfície, ao passo que provoca uma diminuição no ângulo de incidência da luz.

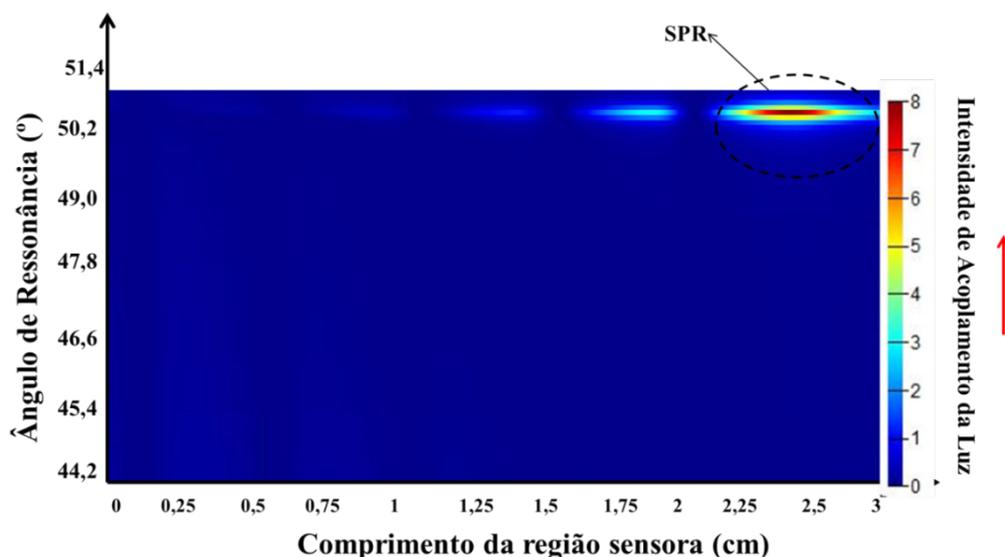


Figura 5. Curva de reflectância em função do ângulo de incidência da luz para as configurações de fibras 2 e 3.

Fonte: Autoria Própria.

A Tabela 2 apresenta os resultados do desempenho do sensor, obtido com relação aos parâmetros FWHM, assimetria, largura de banda e sensibilidade refratométrica, para todas as configurações simuladas. À medida em que a microestrutura é diminuída, a fibra assemelha-se à fibra convencional, sem perder suas características de propagação da luz inerentes às fibras microestruturadas. Desta forma, os menores valores de ângulos de ressonância tornam a instrumentação mais fácil de ser implementada experimentalmente.

Configuração	FWHM (°)	Assimetria (G) (°)	Largura de Banda (Γ) (°)	Sensibilidade Refratométrica (S_{RI}) (°)/(RIU)
Fibra 1	1	1,127	33,6	2040
Fibra 2	0,2	1,008	100,6	3600
Fibra 3	0,2	1,008	100,6	3600

Tabela 2. Resultado do desempenho das configurações de *biochip* óptico analisadas.

A Tabela 3 apresenta algumas das configurações existentes destacando a faixa de comprimentos de onda em que essas configurações são utilizadas, o método de interrogação e a sensibilidade.

Características	Comp. de Onda	Método de Interrogação	Sensibilidade
PCF de núcleo sólido em formato de “D” (TIAN, et al., 2012).	550 - 800	Comprimento de onda	7300 nm/RIU
Fibra revestida externamente com ouro (2- RIFAT, et al., 2015).	500 - 750	Comprimento de onda	4000 nm/RIU
PCF de núcleo oco em formato de “D” (TAN, et al., 2014).	650 - 850	Comprimento de onda	6430 nm/RIU
Fibra de núcleo oco em formato de “D” reduzida (LUAN, et al., 2015).	550 - 750	Comprimento de onda	2900 nm/RIU
Fibra óptica microestruturada de núcleo sólido (POPESCU, et al., 2016).	700 - 850	Comprimento de onda e Amplitude	7000 nm/RIU 886,9 RIU ⁻¹

Tabela 3. Algumas configurações existentes de *biochips* ópticos em formato de D.

4 | DISCUSSÃO

É importante notar que a “vantagem” da diminuição do ângulo de ressonância para a obtenção do fenômeno SPR em fibras microestruturadas é evitar a preocupação de se obter a instrumentação necessária para um ângulo próximo de 90 graus especificamente, como no caso da instrumentação utilizada com fibras ópticas convencionais. Sabe-se que, neste tipo de fibra, a investigação angular acaba sendo de difícil implementação, optando-se pela investigação espectral na maioria dos casos. Isso faz com que possam ser aplicados na análise de sensores SPR com fibras microestruturadas os *setups* no modo AIM, geralmente utilizados em prismas. De acordo com os resultados apresentados, pode-se inferir que as configurações de PCFs modificadas podem ser utilizadas como substrato na construção de um *biochip* óptico. Verificou-se que quanto menor a quantidade de capilares, melhor a resposta da curva SPR com relação aos parâmetros FWHM, largura de banda e sensibilidade refratométrica, mensurada pela relação entre o ângulo de ressonância e o índice de refração do analito utilizado nas simulações.

5 | CONCLUSÃO

Este trabalho objetivou analisar sistematicamente a geometria das fibras ópticas microestruturadas a fim de caracterizá-las para a aplicação na construção de um *biochip* óptico cujo princípio de detecção baseia-se no fenômeno físico SPR. Aliadas à tecnologia das fibras ópticas, as técnicas apresentadas podem ser utilizadas na construção de sensores capazes de medir ou monitorar parâmetros que podem afetar a qualidade de vida e contribuir com a melhoria da saúde dos seres vivos. Os resultados apresentados validam a teoria e mostram que é possível obter um dispositivo sensor em fibra óptica microestruturada preciso e eficiente, aliando ao seu alto desempenho a facilidade de instrumentação e a versatilidade de aplicações. Identifica-se como contribuições científicas inovadoras do trabalho a avaliação teórica da construção de uma plataforma óptica que explora a interação entre filmes finos metálicos, fibras ópticas microestruturadas e biomoléculas, contribuindo com o desenvolvimento de uma nova geração de biossensores, apresentando perspectivas atraentes para aplicações no diagnóstico clínico, podendo ser estendidas à análise de alimentos, controle de processos e monitoramento ambiental.

REFERÊNCIAS

- 2- RIFAT, A.A; MAHDIRAJI, G.A; SUA, Y.M; SHEE, Y.G; AHMED, R; CHOW, D.M; et al. **Surface plasmon resonance photonic crystal fiber biosensor: a practical sensing approach**. Photonics Technol. Lett. IEEE. 2015; vol. 27. p. 1628–1631.
- JORGENSON, R.C; YEE S. S. **A fiber-optic chemical sensor based on surface plasmon resonance**. Sens. Actuators, B: Chem. 1993; 12 (3). p. 213–220.
- LUAN, N; WANG, R; LV, W; YAO, J. **Surface plasmon resonance sensor based on D-shaped microstructured optical fiber with hollow core**. Opt. Express. 2015; vol. 23. p. 8576–8582.
- NARAYAN, D; JITENDRA; JHA, Rajan. **On the performance of graphene-based D-shaped photonic crystal fiber biosensor using surface plasmon resonance**. Plasmonics. 2015; vol. 10, p. 1123–1131.
- POPESCU, V; PUSCAS, N; PERRONE, G. **Simulation of the sensing performance of a plasmonic biosensor based on birefringent solid-core microstructured optical fiber**. Plasmonics. 2016; p. 1–7.
- RIFAT, A; AHMMED, et al. **Photonic crystal fiber-based surface plasmon resonance sensor with selective analyte channels and graphene-silver deposited core**. Sensors. 2015; vol. 15, p. 11499-11510.
- RUSSELL, P. S. J. **Photonic crystal fibers**. 2003; Science, vol. 299, p.358-62.
- SALAVÍK, R; HOMOLA, J; CTYROKY, J. **Single-mode optical fiber surface plasmon resonance sensor**. Sensors and Actuators B: Chemical. 1999; vol. 54, p.74-79.
- SILVA, S; ROZIA, P; FRAZOA, O. **Refractive index measurement of liquids based on microstructured optical fibers**. 2014; Photonics, v. 1, p.516-529.

TAN, Z; LI, X; CHEN, Y; FAN, P. **Improving the sensitivity of fiber surface plasmon resonance sensor by filling liquid in a hollow core photonic crystal fiber.** Plasmonics. 2014; vol. 9. p.167–173.

TIAN, M; LU, P; CHEN, L; LV, C; LIU, D. **All-solid D-shaped photonic fiber sensor based on surface plasmon resonance.** Opt. Commun. 2012; vol. 285 p. 1550–1554.

ZHAO, Y; DENG, Z; –Q, Li, J. **Photonic crystal fiber based surface plasmon resonance chemical sensors.** Sensors and Actuators B: Chemical. 2014; v. 202, p.557-567.

SERIOUS GAME PARA APRENDIZAGEM DE CIRURGIAS COM ÓCULOS DE REALIDADE VIRTUAL

Thalison Carlos Fernandes Gomes

Universidade de Uberaba - Uniube, Engenharia da Computação

Uberlândia – Minas Gerais

Luciene Chagas de Oliveira

Universidade Federal de Uberlândia - UFU, Ciência da Computação

Uberlândia – Minas Gerais

Eduardo Chagas de Oliveira

Universidade Federal de Uberlândia - UFU, Ciência da Computação

Uberlândia – Minas Gerais

RESUMO: Com o avanço da tecnologia várias ferramentas vem sendo otimizadas ao longo do tempo, para aprimorar ou mesmo recriar processos que já eram realizados. Na Saúde, que é um dos pilares da sociedade, também não foi diferente, novas técnicas, ferramentas e metodologias foram criados e melhorados. Porém, visto que o preparo humano é de fundamental importância, para que um procedimento médico seja realizado com sucesso, a forma de ensinar também foi aprimorada. Com a Realidade Virtual (RV) imersiva proporcionada pelo óculos de RV foi possível trazer uma experiência de aprendizagem unindo as áreas da saúde e da educação. Este projeto propõe e exhibe resultados parciais de uma aplicação *mobile*,

sendo ela acoplada em um óculos de RV, em um ambiente virtual de uma sala cirúrgica, em que o usuário acompanhará uma cirurgia descritiva.

PALAVRAS-CHAVE: óculos de realidade virtual, simulador cirúrgico e aprendizagem na medicina.

ABSTRACT: With the advancement of technology, several tools have been optimized to the time, to improve or even recreate processes that have already been performed. In Health that is one of the pillars of society was also no different, new methodologies and materials were created and improved. However, since human training is of fundamental importance, a way of teaching has also been improved. With an immersive Virtual Reality (RV) provided by RV goggles was found as health and education area. This project proposes and displays partial results of a mobile application, being coupled in an RV glasses, in a virtual environment of a surgical room, in which the User will follow a descriptive surgery.

KEYWORDS: *glasses of virtual reality, surgical simulator and learning of medicine.*

1 | INTRODUÇÃO

A capacitação médica é cada vez mais importante, um simples procedimento cirúrgico

pode se tornar uma situação crítica para o paciente. O preparo acadêmico do profissional da Medicina é elementar para que erros provindos de falha humana sejam evitados. É possível observar atualmente uma atuação significativa da tecnologia na saúde, não só como ferramenta de trabalho, mas também no aprendizado e formação profissional.

As relações entre tecnologia e medicina exercem profundas implicações sobre a educação médica. Os impactos da medicina tecnológica e da prática médica sobre a formação dos profissionais de saúde são analisados numa perspectiva histórica, tendo como eixo o desenvolvimento do movimento latino-americano de educação médica [1].

A Realidade Virtual proporciona um ambiente capaz de simular cenários e situações da vida real, seja ela no meio cotidiano ou no profissional, além de possibilitar uma experiência interativa com a aplicação.

Realidade Virtual (RV) é uma das formas imersivas mais avançadas de interface do usuário com o computador. Com aplicação na maioria das áreas do conhecimento e com um grande investimento das indústrias na produção de *hardware*, *software* e dispositivos de entrada e saída especiais, a Realidade Virtual vem se desenvolvendo muito nos últimos anos e indicando perspectivas bastante promissoras para os diversos segmentos vinculados com a área, principalmente a medicina [7].

Por muito tempo jogos foram vistos apenas como uma forma de entretenimento, atualmente alguns jogos tem um propósito a mais, que proporcionam experiência que agregam conhecimento, estas aplicações ficaram conhecidas como jogos sérios ou *serious game* [4]. A possibilidade de entreter mesclada com a aprendizagem se tornou uma maneira eficiente de ensino.

O termo *serious games* passou a ser utilizado para identificar os jogos com um propósito específico, ou seja, que extrapolam a ideia de entretenimento e oferecem outros tipos de experiências, como aquelas voltadas ao aprendizado e ao treinamento [2].

Este trabalho consiste no desenvolvimento de um *serious game* voltado para simulação de cirurgia ortopédica, utilizando óculos de Realidade Virtual.

A interação permitirá o usuário a experiência, o sentimento de vivenciar uma realidade (ainda que virtual), e a imersão em uma realidade geográfica do qual muitas vezes este só aprende de forma teórica [8].

2 | MATERIAIS E MÉTODOS

Na fase de análise foi feita uma pesquisa para saber quais ferramentas melhor atenderiam a aplicação. Durante o desenvolvimento foi realizada uma visita em um hospital particular para especificação dos requisitos do sistema e adquirir conhecimento dos processos e do ambiente que envolve uma cirurgia.

Sobre os aspectos metodológicos e tecnológicos foi utilizado um ambiente de Realidade Virtual em um celular com sistema operacional Android, tendo uma imersão proporcionado por um óculos de RV com capacidade para acoplar o dispositivo móvel. Os testes foram realizados com dois tipos de óculos: Google CardBoard e VRBox.

O Google Cardboard Glasses (Figura 1) caracteriza-se como um óculos feito de papelão que permite imergir, através de um *smartphone* e um aplicativo, em diferentes ambientes de RV (vídeos, jogos, simuladores terrestres, entre outros) [8].



Figura 1: Google CardBoard aberto com celular acoplado [2].

O VR Box [9] é uma alternativa mais confortável e com um *design* diferenciado que segue a mesma estrutura de acoplagem e lentes do dispositivo móvel do Google CardBoard, conforme ilustrado na Figura 2.



Figura 2: Óculos de Realidade Virtual VRBox [8].

Para a construção da aplicação foi utilizado o software Unity, que é uma *engine* de construção de cenários que dá suporte a modelagem e a programação da lógica envolvida no jogo.

A Unity é uma poderosa ferramenta que nos permite a compilação de jogos e aplicativos em 2D e 3D com uma qualidade impressionante, à engine oferece a tecnologia mais avançada em termos de renderização, iluminação, terrenos, partículas, física, áudio, programação e networking. A renderização oferecida pela Unity é extremamente agradável, no qual tem-se a possibilidade de criar jogos com gráficos incríveis, suportando vários efeitos de iluminação e texturas [6].

A animação e a modelagem de alguns componentes foram realizadas no software Blender [5], pois ele possibilita uma manipulação de elementos mais detalhada e com

mais autonomia.

Uma maneira rápida de modelar objetos tridimensionais é utilizando um editor 3D, como o Blender. O Blender é um software livre com licença GPL para modelagem tridimensional, animação, pós-produção e criação de jogos, disponível para plataformas Windows, Linux, Irix, Sun Solaris, FreeBSD e Mac OS X [5].

Para construção da aplicação no Unity que seja executado em um óculos de Realidade Virtual através do celular, foi utilizado o Plugin Google VR SDK for Unity. Com ele é possível observar um exemplo das câmeras utilizadas e scripts necessários para criação do projeto.

A integração nativa da Unity com o Google VR facilita a criação de aplicativos Android para o Daydream, um protetor de tela para o *smartphone*, e o Google Cardboard. O SDK do Google VR para Unity fornece recursos adicionais como “áudio em 3D”, suporte para o controlador Daydream, utilitários e amostras [3].

3 | RESULTADOS

Neste projeto foi realizado a construção de um protótipo do jogo, com parte do ambiente da sala de cirurgia e dois avatares, um médico e o paciente. A aplicação foi compilada para um arquivo de extensão *Android* e testado em um celular, como mostrado na Figura 3.



Figura 3: Serious Game executando no celular.

O jogo funciona da seguinte forma: ao colocar o óculos, o usuário encontra-se imerso em um ambiente de uma sala cirúrgica, no qual pode acompanhar cada passo da cirurgia. Durante o processo da cirurgia, a mesma é pausada e aparecerão para o usuário dois botões para ele escolher uma das seguintes opções. A primeira opção se refere ao fluxo incorreto que não deve realizar durante a cirurgia. Ao selecionar essa alternativa o usuário pode ver as consequências de uma ação incorreta.

Caso o usuário tenha escolhido a opção errada, após a execução comentada anteriormente ele voltará novamente para o ponto de escolha dos botões, em que dessa vez deverá escolher o fluxo correto.

Ao escolher a opção correta o usuário poderá acompanhar como a determinada cirurgia ortopédica deverá ser realizada.

Possibilitando o estudante de Medicina acompanhar a maneira incorreta além de ressaltar a correta, pode assim o ajudar a memorizar e ter uma experiência de aprendizado melhor, pois além de aprender o que se deve fazer ele terá em mente o que não pode realizar e suas consequências.

Além disso, foi acrescentada uma animação com o *blender* durante a modelagem do paciente, mostrado na Figura 4.

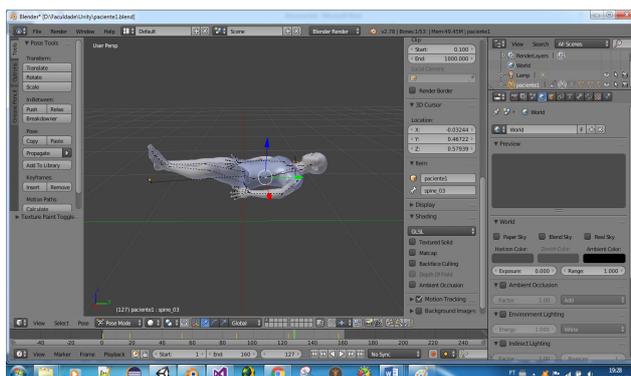


Figura 4: Modelagem e animação do paciente no Blender.

No Unity, com a utilização do *plugin Google VR SDK for Unity*, foi montado o ambiente da sala cirúrgica e acrescentado a modelagem realizada na *Blender* que pode ser visto na Figura 5.

A Figura 6 mostra um *zoom* da sala de cirurgia contendo o paciente e o médico cirurgião da área de Ortopedia, no qual o profissional poderá treinar o passo a passo de todas as funções de uma cirurgia real.

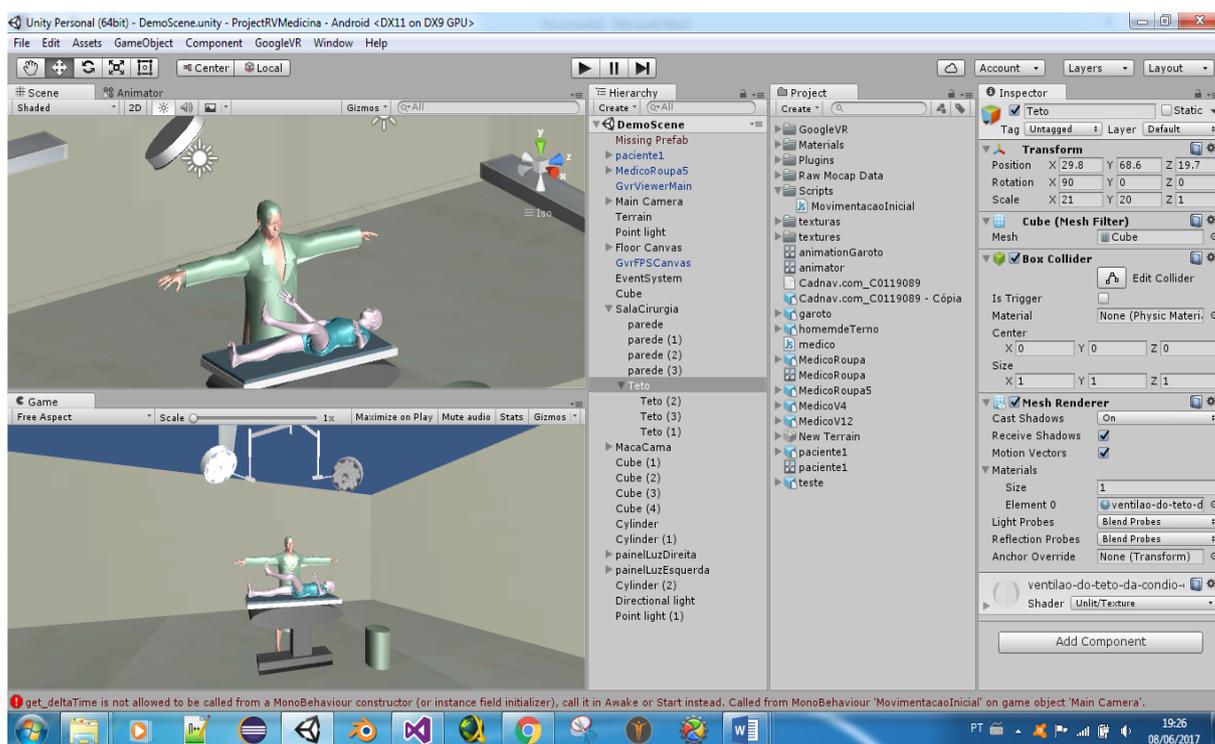


Figura 5: Montagem do ambiente cirúrgico no Unity.



Figura 6: Sala de cirurgia com o médico e o paciente

Ao compilar o jogo para uma extensão *android* é possível instalar no celular e acoplar em um óculos de RV com suporte para celulares. Na Figura 7 é possível ver um usuário utilizando a aplicação com o óculos de RV Google CardBoard.



Figura 7: Usuário utilizando o Serious Game com o óculos Google CardBoard.

4 | CONCLUSÃO

Os *serious games* já estão presentes na vida de diversos profissionais. O mercado de jogos é muito promissor e pode ser uma ótima ferramenta para profissionais da área da saúde.

Neste projeto foram apresentados os resultados parciais de *serious game* como um simulador de cirurgias ortopédicas cujo objetivo é realizar o treinamento de profissionais da área da saúde ensinando-lhes o passo a passo de uma cirurgia real.

Nota-se que a tecnologia tem uma influência cada vez maior e importante no meio social, o uso dessa evolução tecnológica aplicado em necessidades básicas da sociedade pode trazer melhor qualidade de vida e aprimoramento dos métodos

habituais.

Pretende-se, como trabalhos futuros, dar continuidade e concluir o desenvolvimento deste projeto, e também realizar uma avaliação de resultados com profissionais da área da saúde.

5 | AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem o apoio do Programa Institucional de Iniciação em Desenvolvimento Tecnológico e Inovação (PIBITI) da Universidade de Uberaba (UNIUBE).

REFERÊNCIAS

1. Almeida, MJ. **Tecnologia e medicina: uma visão da academia**. Bioética. Brasília: Conselho Federal de Medicina, v. 8, n.1.2000.
2. Blackman, Sue. **Serious Games and Less!** ACM Digital Library, New York, v. 39, n. 1, p. 12–16, 2005.
3. **Google VR SDK for Unity**, 2017. Disponível em: <https://developers.google.com/vr/unity/>. Acesso em: 23 de junho. 2017.
4. Ribeiro, M.; Zorzal, E.. **Realidade Virtual e Aumentada: Aplicações e Tendências. 2011**. In: Pré-Simpósio XIII Symposium on Virtual and Augmented Reality. 23. Uberlândia-MG: Sociedade Brasileira de Computação – SBC, 2011
5. Roosendaal, T e Selleri, S. **The Official Blender 2.3 Guide: Free 3D Creation Suite for Modeling, Animation, and Rendering**. 2004.
6. Santos, MC, Macedo AL; **Estudo e Desenvolvimento de Jogos para Internet utilizando Unity 3D**. Passo Fundo, 2011.
7. Santos V, Hermosilla L. **Realidade Virtual na Medicina**. Revista Científica Eletrônica de Sistemas de Informação 2005, 1(2):1-3.
8. Valente, PS, Silva K. **Realidade Virtual e Geografia: o caso do Google Cardboard Glasses para Ensino**. São Gonçalo (RJ) , 2015.
9. **VRBox**. Disponível em: <http://vrbox.in/>. Acesso em: 23 de junho de 2017.

SOBRE OS ORGANIZADORES

LAIS DAIENE COSMOSKI Professora adjunta do Centro de Ensino Superior dos Campos Gerais (CESCAGE), nos cursos de Tecnologia em Radiologia e Bacharelado em Farmácia. Analista clínica no Laboratório do Hospital Geral da Unimed (HGU). Bacharel em Biomedicina pelas Universidades Integradas do Brasil (UniBrasil). Especialista em Circulação Extracorpórea pelo Centro Brasileiro de Ensinos Médicos (Cebramed) Mestre em Ciências Farmacêuticas pelo programa de Pós Graduação em Ciências Farmacêuticas da UEPG. Possui experiência com o desenvolvimento de pesquisas na área de avaliação clínico/laboratorial de processos fisiopatológicos.

FABRÍCIO LORENI DA SILVA CERUTTI Coordenador de Curso do Centro de Ensino Superior dos Campos Gerais (CESCAGE). Professor adjunto do Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO). Tecnólogo em Radiologia pela Universidade Tecnologia Federal do Paraná (UTFPR). Mestre e doutorando em Engenharia Biomédica pelo programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial (CPGEI) da UTFPR. Possui experiência com o desenvolvimento de pesquisas na área de diagnóstico por imagem, física nuclear, controle de qualidade e simulação computacional.

Agência Brasileira do ISBN
ISBN 978-85-85107-67-3

