



SEB 2015



VIII SIMPÓSIO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

Anual | n. VIII | ISSN 2358-3568

**24 a 28 de Agosto de 2015
Uberlândia, MG - Brasil**

S6131a Anais do Simpósio em Engenharia Biomédica (8: 2015:
Uberlândia, MG)

Anais do VIII Simpósio em Engenharia Biomédica
Tecnologia a Favor da Vida, 24 a 28 de agosto de 2015 —
Uberlândia, MG: Universidade Federal de Uberlândia, 2015.
396 p.

ISSN 2358-3568

1. Engenharia biomédica. 2. Informática médica. I. Universi-
dade Federal de Uberlândia. Faculdade de Engenharia Elétrica
II. Título.

CDD: 610.7

**Anais do Simpósio em Engenharia Biomédica
Tecnologia a Favor da Vida**

24 a 28 de Agosto de 2015

**Universidade Federal de Uberlândia
Faculdade de Engenharia Elétrica**

**Campus Santa Mônica
Uberlândia, MG, Brasil**

Prefácio

A oitava edição do Simpósio em Engenharia Biomédica (SEB) teve como formato as edições anteriores disponíveis em <http://www.biolab.eletrica.ufu.br/simp>, contando com palestras, apresentação de artigos científicos, workshops, a III Mostra de Tecnologia em Saúde e visitas técnicas à empresas do ramo.

O evento tem se consolidado como um importante fórum regional de disseminação e discussão de assuntos relacionados à graduação e pós-graduação em Engenharia Biomédica. Ao longo dos anos o SEB tem recebido o apoio da Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica (SBEB) por meio da participação de sua diretoria nas atividades técnicas do evento.

Os Anais do VIII SEB possuem publicações que foram apresentadas durante o evento bem como trabalhos adicionais que foram apresentados durante o I Simpósio de Tecnologias em Reabilitação da Triângulo Mineiro, que aconteceu de 28 a 29 de agosto de 2015, em Uberaba - MG.

A publicação dos trabalhos apresentados no I Simpósio de Tecnologias em Reabilitação do Triângulo Mineiro nos anais do SEB veio fortalecer a parceria entre o Laboratório de Engenharia Biomédica da UFU e o Laboratório de Biomecânica e Controle Motor da UFTM nas pesquisas que envolvem a tecnologia/engenharia e a reabilitação.

Prof. Adriano de Oliveira Andrade, PhD

Universidade Federal de Uberlândia
Coordenador Geral do VIII SEB

Agradecimentos

A realização do VIII SEB só foi possível devido ao esforço conjunto de vários colegas que se empenham em ensinar, discutir e disseminar a Engenharia Biomédica. Agradeço aos colegas que contribuíram como participantes, palestrantes, tutores e revisores que garantiram a qualidade e excelência do evento.

Agradeço o apoio organizacional e/ou financeiro concedido pelas seguintes entidades: Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia; Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação da Universidade Federal de Uberlân-

dia; Programa de Educação Tutorial – Engenharia Biomédica; Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG); Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES).

A comissão organizadora do I Simpósio de Tecnologias em Reabilitação do Triângulo Mineiro agradece a parceria no evento e na publicação dos trabalhos nos anais do SEB 2015.

Prof. Adriano de Oliveira Andrade, PhD

Universidade Federal de Uberlândia
Coordenador Geral do VIII SEB

Organização

- Prof. Dr. Adriano de Oliveira Andrade
– Coordenação Geral do VIII SEB
- Prof. Dr. Edgard Afonso Lamounier Junior
– Coordenação Logística e Infraestrutura
- Profa. Dra. Ana Claudia Patrocínio
– Coordenação da III Mostra de Tecnologias em Saúde

Comitê Científico

- Prof. Dr. Adriano de Oliveira Andrade
– Universidade Federal de Uberlândia Federal de Uberlândia
- Profa. Dra. Luciane Sande
– Universidade Federal do Triângulo Mineiro
- Profa. Dra. Selma Terezinha Milagre
– Universidade
- Prof. Dr. Adriano Alves Pereira
– Universidade Federal de Uberlândia Federal de Uberlândia
- Profa. Dra. Ana Claudia Patrocínio
– Universidade Federal de Uberlândia Federal de Uberlândia

Palestrantes

- Prof. Dr. Anselmo Frizzera Neto
– Universidade Federal do Espírito Santo - “Assistência à Marcha Humana Patológica mediante Andadores Robóticos”
- Prof. Dra. Frieda Saicla Barros
– Universidade Tecnológica Federal do Paraná - “Segurança em Ambientes de Saúde”
- Prof. Dr. Sérgio Santos Muhlen
– Universidade de Campinas - “Engenharia Biomédica no Brasil: passado, presente e futuro”
- Prof. Dr. Glauco Augusto de Paula Caurin
– Universidade de São Paulo, Escola de Engenharia de São Carlos - “Aplicação da Ferramenta Unity no Desenvolvimento de Jogos Sérios”
- Empresa For Medical - “Calibração de Equipamentos Médicos”

Workshops

- Prof. Dr. Renan Moritz Varnier Rodrigues de Almeida
– Universidade Federal do Rio de Janeiro - “Métodos de Redação Técnica-Científica”

Prof. Dr. Edgard Morya
– Instituto Internacional de Neurociências de
Natal Edmond e Lily Safra - “Neuroengenharia:
fundamentos e perspectivas”

Prof. Kleber De Oliveira Andrade
– Doutorando pela Universidade de São Paulo,
Escola de Engenharia de São Carlos - “Aplicação
da Ferramenta Unity no Desenvolvimento de
Jogos Sérios”

Agência Intelecto da Universidade Federal de
Uberlândia - “Empreendedorismo, Inovação e
Propriedade Intelectual no Setor da Saúde”

Apoio Organizacional

Programa de Educação Tutorial (PET) – Enge-
nharia Biomédica – UFU

Faculdade de Engenharia Elétrica – UFU

Programa de Pós-Graduação em Engenharia
Biomédica – UFU

Programa de Pós-Graduação em Engenharia
Elétrica – UFU

Curso de Graduação em Engenharia Biomédica
– UFU

Apoio Financeiro

Faculdade de Engenharia Elétrica – UFU

Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação da
Universidade Federal de Uberlândia

Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de
Minas Gerais (FAPEMIG)

Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de
Nível Superior (CAPES)

Índice

DESENVOLVIMENTO DE HARDWARE PARA REGISTRO DA DOR POR MEIO DE ESCALAS NUMÉRICAS E VISUAIS	13
Iago A. Pereira e Adriano de O. Andrade	
SERIOUS GAME PARA APOIO À FISIOTERAPIA UTILIZANDO REALIDADE VIRTUAL E KINECT	23
Flávia Gonçalves Fernandes, Luciene Chagas de Oliveira e Alexandre Cardoso	
BLUETOOTH PULSE OXIMETER A TELEMEDICINE ORIENTED EQUIPMENT	28
Marcos Aurélio Lima Neves e Georges Daniel Amvame Nze	
SOFTWARE DE AUXÍLIO À DECÚBITO DE PACIENTES	36
Amanda Franco Spirandeli, Letícia Ferreira Santos, Vanessa Silva Rocha e Vitor Hugo Oliveira Andrade	
PROTÓTIPO DE UM APLICATIVO PARA IDENTIFICAÇÃO DE BOLSAS DE SANGUE-PACIENTE ATRAVÉS DE CÓDIGOS DE BARRAS	42
Fernanda Batista de Oliveira, Sarah Mansur Resende de Miranda e André Candido Porto	
MAPA ESPACIAL DE DOSE EM SERVIÇO DE MEDICINA NUCLEAR	47
Pedro H. Silvestre Lopes e Frieda Saicla Barros	
A EVOLUÇÃO DA VENTILAÇÃO NÃO INVASIVA E DAS PRONGAS NASAIS EM NEONATOLOGIA	52
Débora de Fátima Camillo, Frieda Saicla Barros, Percy Nohama e Bertoldo Schneider Jr	
AVALIAÇÃO DA DETECÇÃO DE CAMPO MAGNÉTICO PELO MAGNETÔMETRO LSM303D	58
Amanda G. Rabelo, Lucio Pereira Neves, Ana Paula Perini, Maurício Foschini e Adriano O. Andrade	
AVALIAÇÃO DE UMA NOVA CÂMARA DE IONIZAÇÃO PARA DOSIMETRIA DE ⁶⁰CO	64
Luiz Felipe Stamatou da Silva Furquim, Ana Paula Perini, William de Souza Santos, Linda V. E. Caldas e Lucio Pereira Neves	
LEVANTAMENTO RADIOMÉTRICO NA SALA DE TRATAMENTO DE TELETAPIA NO HOSPITAL DO CÂNCER DE UBERLÂNDIA	69
Cintia de Almeida Ribeiro, Antônio Ariza Gonçalves Jr., Diego Merigue da Cunha, Ana Paula Perini e Lucio Pereira Neves	
CINTA DE EXPANSÃO TORÁCICA UTILIZANDO ARDUINO APLICADO NA FISIOTERAPIA RESPIRATÓRIA	75
Adilmar Coelho Dantas, Hermes Gustavo e Eduardo Kojy Takahashi	
PROPOSTA DE UM PROTOCOLO EXPERIMENTAL PARA DETECÇÃO DE ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DE MÚSCULOS FACIAIS EM INDIVÍDUOS COM HANSENÍASE	80
Luciano Brinck Peres, Marlice Fernandes de Oliveira, Carlos Magno Medeiros Queiroz, Isabela Maria Bernardes Goulart e Adriano O. Andrade	
REVISÃO SISTEMÁTICA SOBRE A PRIORIZAÇÃO DE MANUTENÇÃO CORRETIVA EM AMBIENTES HOSPITALARES.....	85
Ana Caroline Pazeto e Selma Terezinha Milagre	
EFICIÊNCIA OPERACIONAL APLICADA AO FLUXO DE PACIENTES DE UMA UTI-ADULTO	90
Gustavo Rodrigues Lemos, Marco Tullio Alves Silva, Marselle Lopes Lima e Selma Terezinha Milagre	

ESTUDO E DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA INTEGRADO DE GESTÃO DE RESÍDUOS HOSPITALARES	96
Selma Terezinha Milagre, Adriano Alves Pereira, Carlos Alberto Costa Júnior, Elisandro de Souza Batista, Silvana Marie Mano e Chrystian José Cunha Trindade	
ANÁLISE DA RELAÇÃO ENTRE DISPONIBILIDADE E MANUTENÇÃO DOS MAMÓGRAFOS E TOMÓGRAFOS DO HCU-UFU	101
Gabriella Lelis Silva, Marcos Ferreira de Rezende, Wesley Martins Moura, Rômulo Oliveira de Santi e Selma Terezinha Milagre	
CADEIRA DE RODAS MOTORIZADA CONTROLADA POR VOZ.....	107
Jhone Roberto Guarda Santos, Ludymila Ribeiro Borges, Eduardo Lázaro Martins Naves, André Candido Porto, Exequiel Kurt Keim e Iohanna Wielewski de Souza Viginéski	
PROPOSTA DE FERRAMENTA PARA TREINAMENTO EM ANÁLISE DE MAMOGRAFIAS	112
Rodolfo dos Santos Ribeiro, Rianne Brito Venâncio e Ana Cláudia Patrocínio	
ANÁLISE DE CONFORMIDADES DO SETOR UTI-ADULTO DE UM ESTABELECIMENTO ASSISTENCIAL DE SAÚDE.....	117
Taciana Abdala Abrahão, Adriano Alves Pereira e Selma Terezinha Milagre	
PROPOSTA DE SISTEMA HÍBRIDO DE DE E RNA PARA BUSCA AUTO MÁTICA DE LESÕES HEPÁTICA SEM MDCT	123
Ricardo de Lima Thomaz, João Eliton Bonin, Tulio Augusto Alves Macedo, Ana Claudia Patrocínio e Alcimar Barbosa Soares	
PROCEDIMENTO OPERACIONAL PADRÃO PARA MANUTENÇÃO PREVENTIVA DE ESTAÇÕES DE ANESTESIA	128
Brunna N. R. de Castro, Camille Marques Alves, Iohanna W. de Souza Viginéski, Nathalia Lais Mazotti, Selma Terezinha Milagre e Carolina Mendes de Godoi	
AVALIAÇÃO DA INCERTEZA DE MEDIÇÃO DA PRESSÃO ARTERIAL ATRAVÉS DE UM ESFIGMOMANÔMETRO MECÂNICO ANEROIDE.....	133
Vinícius Naves Rezende Faria, Rosénda Valdés Arencibia, Wesley Martins Moura, Selma Teresinha Milagre, Marcos Ferreira de Rezende e Rômulo Oliveira de Santi	
ASPECTOS DA CALIBRAÇÃO DE UMA UNIDADE ELETROCIRÚRGICA DO HOSPITAL DE CLÍNICAS DE UBERLÂNDIA.....	138
Augusto Adam Jäger Fernandes, Selma Terezinha Milagre, Marcos Ferreira de Rezende, Wesley Martins Moura e Rômulo Oliveira de Santi	
ESTUDO DA BIOMECÂNICA MANDIBULAR UTILIZANDO UM MÉTODO COMPUTACIONAL DE REGISTRO EM TEMPO REAL.....	143
Danilo Vieira da Cunha, Marlete Ribeiro da Silva e Adriano Alves Pereira	
ANÁLISE E CLASSIFICAÇÃO DO ARCO PLANTAR DE INDIVÍDUOS COM SOBREPESO E OBESIDADE	148
Gisélia Gonçalves de Castro, Kelly Christina de Faria, Jéssica Machado Peres e Sabrina Nascimento Reis	
ANÁLISE BIOMECÂNICA DO MOVIMENTO SUPINO RETO: UMA REVISÃO SISTEMÁTICA.....	156
Lísia Arantes Rodrigues, Adriano Alves Pereira e Iraides Moraes Oliveira	
CARACTERIZAÇÃO DO TREMOR DE PUNHO EM INDIVÍDUOS COM A DOENÇA DE PARKINSON ATRAVÉS DE UM DISPOSITIVO BIOMÉDICO COMPOSTO POR SENSORES INERCIAIS E ELETROMIOGRÁFICOS	161
K. F. P. Naves, A. O. Andrade, A. P. S. Paixão e M. J. F. Zaruz	
THE INFLUENCE OF THE THICKNESS OF SAMPLES TO DETERMINE THE ATTENUATION COEFFICIENT IN RADIOLOGICAL PROTECTION.....	167
Baltazar Jose da Silva Neto, Kelly Nishida, Ana Paula Perini, Lucio Pereira Neves e Mauricio Foschini	
SIMULAÇÕES MONTE CARLO PARA AVALIAÇÃO DA DOSE GLANDULAR MÉDIA NORMALIZADA EM MAMOGRAFIA	173
Jéssica de Rezende Graff e Diego Merigue da Cunha	

CALIBRATING THE OPEN SOURCE E-HEALTH SENSOR PLATFORM DEVELOPED BY COOKING-HACKS, SPAIN.....	178
Fernando Max Lima, Maria José Ferreira Zaruz, Carolina Mendes de Godoi, Steffen Walter, Adriano Alves Pereira e Adriano de Oliveira Andrade	
PROPOSTA DE UM SISTEMA CONJUNTO PARA CLASSIFICAÇÃO DO TREMOR HUMANO EM PACIENTES TRANSPLANTADOS RENAIIS E SUA RELAÇÃO COM NEUROTOXIDADE DE IMUNOSSUPRESSORES.....	183
Bruno Coelho Calil, Adriano Alves Pereira e Adriano de Oliveira Andrade	
O LEAN SEIS SIGMA COMO FERRAMENTA PARA A OTIMIZAÇÃO DA QUALIDADE HOSPITALAR.....	188
Gustavo Rodrigues Lemos, Selma Terezinha Milagre e Vítor Silva Rodrigues	
DESENVOLVIMENTO DE PROCEDIMENTOS OPERACIONAIS PADRÃO (POPS) PARA OPERAÇÃO DE EQUIPAMENTOS MÉDICO-HOSPITALARES	194
Jéssica M. M. de Paula e Selma Terezinha Milagre	
INIBIÇÃO DE GABAA NO COLÍCULO INFERIOR DE RATOS AUMENTA A RESPOSTA EVOCADA AUDITIVA EM REGIME PERMANENTE.....	199
Leonardo B. Felix, Eduardo M. A. M. Mendes e Márcio F. D. Moraes	
GESTÃO DE CUSTOS APLICADA À CLÍNICA DE FISIOTERAPIA DE UMA OPERADORA DE PLANO DE SAÚDE PRIVADO.....	204
Ana Claudia Frontarolli e Adriano Alves Pereira	
O USO DA LINGUAGEM FUNCIONAL F# EM FILTROS PARA PROCESSAMENTO DE SINAIS BIOMÉDICOS.....	209
Thaíla Ferreira Zaruz, Fábio Henrique M. Oliveira, Carlos Magno Medeiros Queiroz e Adriano de Oliveira Andrade	
LUMINÁRIA PARA REGULAGEM DO CICLO CIRCADIANO HUMANO UTILIZANDO PLATAFORMA ARDUINO.....	214
Hermes Gustavo Fernandes Neri, Guilherme Rocha Montoia e Adilmar Coelho Dantas	
PROTÓTIPO DE SISTEMA DE BIOFEEDBACK A PARTIR DE SINAIS DE GSR	219
Vamberto Junior Soares e Gustavo Moreira	
PROTÓTIPO DE UM DISPOSITIVO COM BLINDAGEM ELETROMAGNÉTICA PARA REDUÇÃO DE RUÍDOS EM ELETROENCEFALOGRAFIA	225
Ingrid Wutke Oliveira, Fernanda Batista de Oliveira, Eduardo Morais Carvalho, Rodolpho Sarmento Macedo, Geyza Rocha, Eliza Piolli O. Prado e Dr. João Batista Destro	
RELAÇÕES ENTRE O TREINAMENTO DO CORE E A MELHORA DO DESEMPENHO ESPORTIVO	231
Luiz Fernando Vilarinho, Franciel José Arantes, Iraides Moraes Oliveira e Adriano Alves Pereira	
CONTRIBUIÇÃO DE UM SISTEMA ESPECIALISTA PARA O DIAGNÓSTICO DA OSTEOPOROSE EM MULHERES PÓS-MENOPAUSA.....	236
Ezequiel Núbio Lucas Pereira, Alberlúcia Soares Dâmaso Garcias da Silva, Lourdes Mattos Brasil e Marília Miranda Fortes Gomes	
PRELIMINARY EVALUATION OF LEAP MOTION CONTROLLER AS A HUMAN TREMOR RECORD DEVICE.....	241
Fábio Henrique M. Oliveira e Adriano O. Andrade	
COMPARAÇÃO QUANTITATIVA DE ELETROENCEFALOGRAFIA DE ALTA FREQUÊNCIA EM INDIVÍDUOS NORMAIS	246
Camila Davi Ramos, Eustáquio Fernandes Júnior, Rafael Cunha Tomais, Ana Clara Castro e João Batista Destro Filho	
REABILITAÇÃO DE PACIENTES COM FRATURA DISTAL DE RÁDIO ATRAVÉS DO VIDEOGAME E-LINK	255
Najara Nader Zago, Marcela da Silva Carvalho e Luciane F. R. M. Fernandes	

ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DO MÚSCULO GLÚTEO MÁXIMO PÓS MANIPULAÇÃO DA COLUNA LOMBAR – ESTUDO PILOTO	261
Marcela da Silva Carvalho, Najara Nader Zago e Luciane F. R. M. Fernandes	
OBJECTIVE MEASUREMENT OF TREMOR DURING CLINIC EVALUATION IN PATIENTS WITH DEEP BRAIN STIMULATION	266
Alessandro Machado, Hudson Capanema, Joao Junior, Nader Pouratian, Xiaoyi Zhuo, Laurice Yang e Adriano Andrade	
QUALIFICAÇÃO DOS SISTEMAS DE MAMOGRAFIA DIGITAL: CR (COMPUTED RADIOGRAPHY) E FFD (FULL FIELD DIGITAL MAMMOGRAPHY)	271
Rianne Brito Venancio, Rodolfo dos Santos Ribeiro e Ana Cláudia Patrocínio	
PHYSICAL THERAPY PAIN MANAGEMENT IN BURN PATIENTS: A SYSTEMATIC REVIEW	276
Fernando Max Lima	
PROPOSTA DE CLASSIFICAÇÃO DE PADRÕES INERCIAIS E ELETROMIOGRÁFICOS PARA APLICAÇÃO EM ESTRATÉGIA DE CONTROLE DE MEMBRO SUPERIOR	282
Ana Paula Bittar Brito Arantes, Amanda Gomes Rabelo, Carlos Magno Medeiros Queiroz e Adriano de Oliveira Andrade	
ARO MAGNÉTICO PARA MELHORAR A QUALIDADE DA AUDIÇÃO DAS PESSOAS USUÁRIAS DE APARELHO AUDITIVO	287
Filipe L. Lopes, Diogo D. Bernardes, Rani de S. Alves, Fernando de A. Freitas, Samuel de S. L. Moreira e Fabiano V. de Carvalho	
DESENVOLVIMENTO DE UM BIODENSÍMETRO ÓPTICO A PARTIR DA RESSONÂNCIA DE PLASMA DE SUPERFÍCIE PARA DETECÇÃO DE PROTEÍNA C REATIVA	295
Laise Oliveira Resende, João Marcos Madurro, Ana Graci Brito Madurro e Adriano O. Andrade	
DESENVOLVIMENTO DE UMA ESTRUTURA ROBÓTICA PARA REABILITAÇÃO DO PUNHO HUMANO	300
Lorena Souza Furtado, Rogério Sales Gonçalves e João Carlos Mendes Carvalho	
UTILIZAÇÃO DO DISPOSITIVO TREMSEN PARA ANÁLISE DO MOVIMENTO DE FLEXÃO DO PUNHO DE SUJEITOS COM E SEM DOENÇA DE PARKINSON: ESTUDO PILOTO	305
Rafael de Almeida Oliveira, Adriano de Oliveira Andrade e Luciane A. P. S. Sousa	
PROPOSTA DE UMA INTERFACE GRÁFICA PARA APRENDIZAGEM	310
Carlos Magno Medeiros Queiroz, Luiza Maire David Luiz, Milton Miranda, Gerson Flavio Mendes de Lima e Adriano de Oliveira Andrade	
PROTOCOLO EXPERIMENTAL PARA CARACTERIZAR O TREMOR FISIOLÓGICO E CORRELACIONAR COM ENVELHECIMENTO POR MEIO DE SENSORES INERCIAIS E ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE	316
Maria Jose Ferreira Zaruz, Ana Paula Souza Paixão, Thaíla Ferreira Zaruz, Amanda Gomes Rabelo e Adriano de Oliveira Andrade	
USO DE REDES NEURAIS ARTIFICIAIS EM CASCATA NA CLASSIFICAÇÃO DE NÓDULOS PULMONARES	321
Marcelo Lemos Nunes Franco, Ana Claudia Patrocínio e Pedro Cunha Carneiro	
EFEITO IMEDIATO DA PRÁTICA MENTAL COM E SEM TERAPIA DO ESPELHO EM PACIENTE HEMIPARÉTICO PÓS ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO (AVE): RELATO DE CASO	328
Tamise Aguiar Caires, Luciane Aparecida Pascucci Sande de Souza, Rafael de Almeida Oliveira e Luciane Fernanda Rodrigues Martinho Fernandes	
POTENCIAIS CORTICAIS RELACIONADOS À APRENDIZAGEM MOTORA	333
Alcimar Barbosa Soares, Maristella Borges Silva, Dhainner Rocha Macedo e Mariana Cardoso Melo	
BANCO DE IMAGENS MAMOGRAFICAS	338
Veronica de Lima Gonçalves e Ana Cláudia Patrocínio	

AQUISIÇÃO DE SINAL ELETROMIOGRÁFICO E APLICAÇÃO EM COMUNICAÇÃO ALTERNATIVA.....	344
Thiago Braga Rodrigues, Matheus F. Goncalves Coelho e Marcus Vinicius S. Silva	
RED BLOOD CELL ANTIGEN PREDICTION FROM WHOLE GENOME SEQUENCING DATA	350
Thiago Braga Rodrigues e William Joseph Lane	
O CONTROLE DE QUALIDADE EM IMAGEM MAMOGRÁFICA.....	356
Giulia Carolina Mendonça de Almeida, Ludmila Alves Pereira Batista Vieira e Ana Cláudia Patrocínio	
ESTADO DA ARTE: ACHADOS MAMOGRÁFICOS, CARACTERÍSTICAS, DENSIDADE E MORFOLOGIA.....	362
Ludmila Alves Pereira Batista Vieira, Giulia Carolina Mendonça de Almeida e Ana Cláudia Patrocínio	
SISTEMA DE GESTÃO DE RISCOS NA RADIOTERAPIA EM CLÍNICA ONCOLÓGICA UTILIZANDO FERRAMENTA FMEA COM PREENCHIMENTO VIA SOFTWARE DESENVOLVIDO PARA AUTOMATIZAÇÃO DE PROCESSOS.....	369
Pablo Assis Borges, Marcela Carrijo Setti e Ana Claudia Patrocínio	
MY BUNNY: JOGO DE CONCENTRAÇÃO	378
André Candido Porto, Leticia Ferreira Santos, Mateus Alberone Mesquita e Vanessa Silva Rocha	
MODELAGEM COMPUTACIONAL DA REGENERAÇÃO DA SUTURA PALATINA MEDIANA.....	384
Ricardo Tadeu Oliveira Catta Preta e Libardo Andres Gonzalez Torres	
CARACTERIZAÇÃO DO EEG CONTAMINADO POR EMG POR MEIO DA DECOMPOSIÇÃO DE MODOS EMPÍRICOS.....	389
Gustavo Moreira da Silva, Carlos Magno Medeiros Queiroz, Gerson Flavio Mendes de Lima, João Areis Ferreira Barbosa Júnior e Adriano de Oliveira Andrade	

DESENVOLVIMENTO DE HARDWARE PARA REGISTRO DA DOR POR MEIO DE ESCALAS NUMÉRICAS E VISUAIS

Iago A. Pereira

Faculdade de Engenharia Elétrica/
Universidade Federal de Uberlândia – FEELT/UFU
Av. João Naves de Ávila, 2121, Campus Santa Mônica,
Uberlândia - MG, 38400-098
iago.pereira@gmail.com

Adriano de O. Andrade

Faculdade de Engenharia Elétrica/
Universidade Federal de Uberlândia – FEELT/UFU
Av. João Naves de Ávila, 2121, Campus Santa Mônica,
Uberlândia - MG, 38400-098
aoandrade.ufu@gmail.com

Abstract

This article presents a hardware development model to register pain by numerical and visual scales.

Pain is an extremely unpleasant sensory and emotional experience which is associated with actual or potential injuries. It is the main matter of complaint of the human race, even though it is essential to survival. Therefore, pain can be specified regarding its duration (acute or chronic)

and its type (superficial, visceral, somatic, and/or phantom pain). This study is carried out as a complementary part of a wide-ranging research whose main focus is to develop a measurement instrument that is essential to the field of health.

To contextualize the study: the device becomes necessary due to the need of assessing pain in a subjective way based on the objective measurement reference – that is, checking whether or not the pain reported by the patient is the same as reported by other parameters. Thus, the overall goal of this research is to develop a device capable of collecting the subjective data of said pain (as reported by the patient).

Author Keywords: Pain; Emotion; Vital sign; Measurement.

Introdução

Segundo a *International Association for the Study of Pain* (IASP), a dor pode ser definida como uma experiência sensorial subjetiva, que pode estar associada a danos reais ou potenciais nos tecidos, podendo ser descrita em qualquer dimensão¹. É também a principal queixa de sofrimento humano, embora seja fundamental para a sobrevivência, podendo, assim, ser classificada quanto à sua duração (aguda ou crônica) e quanto ao tipo (superficial, visceral, somática e/ou fantasma). Por isso, a aferição e monitoramento da dor como quinto sinal vital² é extremamente importante em um ambiente clínico, pois manipular um problema sem que se tenha uma medida sobre a qual se basear um tratamento, torna difícil determinar se um tratamento prescrito é necessário, eficaz ou, até mesmo, quando deve ser interrompido¹. Portanto, um melhor atendimento é propiciado ao paciente.

Observando isto, foi projetado um equipamento para o registro da intensidade da dor e de emoções subjetivas, para que, assim, possa-se comparar a dor subjetiva à dor mensurada por outros métodos e, ainda, realizar a sincronia dos dados, com um aparelho de aquisição de sinais biológicos.

Materiais e Métodos

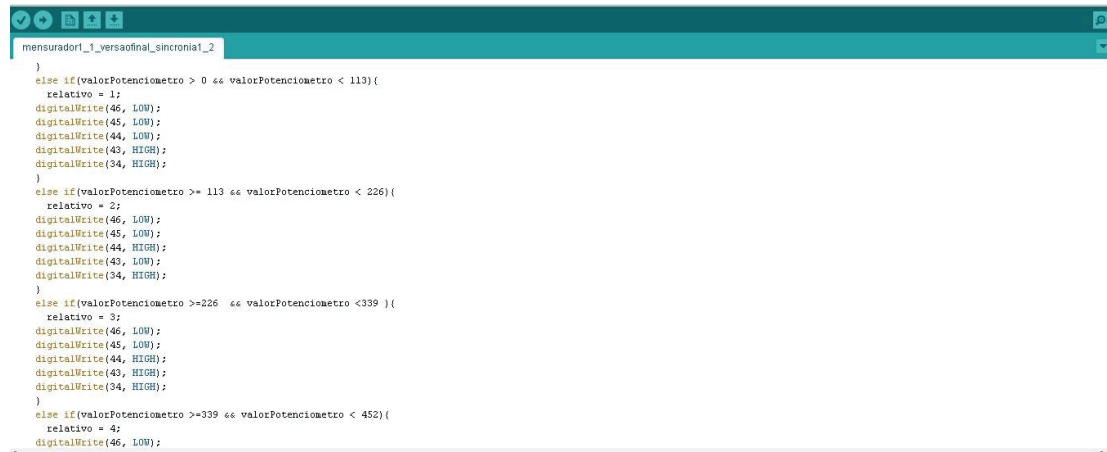
Todo o aparelho foi desenvolvido tendo como base o método cascata aplicado em Engenharia de Software, método este que possui como atividades: análise, especificação de requisitos, projeto, implementação, teste unitário, integração, teste do sistema, operação e manutenção.

O protótipo foi construído utilizando-se a plataforma Arduino, a qual se denomina open-source, sendo escolhida a versão ATmega 2560. Ainda foram utilizados dois teclados de membrana, adotados para registro das emoções; um módulo *SD SparkFun micro SDSHield DEV – 12761*, aplicado para que os registros de emoção e dor fossem salvos em um “arquivo.txt”, em um cartão memória nele presente, um *micro SD Card*, com capacidade de armazenamento de dois gigabytes; um módulo RTC (*Real Time Clock*) *SparkFun Real Time Clock Module BOB-12708*; e um conector DB9 Fêmea.

A quantificação subjetiva é medida com o uso de um potenciômetro, codificado em valores analógicos de 0 a 1024, em que 0 corresponde a 0 na escala numérica, e 1024 corresponde a 10. Assim, 0 indica ausência de dor e 10 indica dor extrema, sendo medida pelo próprio paciente, enquanto que aspectos emocionais de como “o paciente

está se sentindo”, são selecionados pressionando teclas de membrana enumeradas de 1 à 5, definidas em: “1 – Muito Feliz, 2 – Feliz, 3 – Neutro, 4 – Triste e 5 – Muito Triste²”, descritos assim na interface do equipamento. To-

dos os registros são armazenados em um cartão de memória com data e hora da mensuração, para que a evolução da dor e das emoções do paciente possam ser acompanhadas por todo corpo científico.



```
mensurador1_1_versaofinal_sincronia1_2
}
else if(valorPotenciometro > 0 && valorPotenciometro < 113){
    relativo = 1;
    digitalWrite(46, LOW);
    digitalWrite(45, LOW);
    digitalWrite(44, LOW);
    digitalWrite(43, HIGH);
    digitalWrite(34, HIGH);
}
else if(valorPotenciometro >= 113 && valorPotenciometro < 226){
    relativo = 2;
    digitalWrite(46, LOW);
    digitalWrite(45, LOW);
    digitalWrite(44, HIGH);
    digitalWrite(43, LOW);
    digitalWrite(34, HIGH);
}
else if(valorPotenciometro >=226 && valorPotenciometro <339 ){
    relativo = 3;
    digitalWrite(46, LOW);
    digitalWrite(45, LOW);
    digitalWrite(44, HIGH);
    digitalWrite(43, HIGH);
    digitalWrite(34, HIGH);
}
else if(valorPotenciometro >=339 && valorPotenciometro < 452){
    relativo = 4;
    digitalWrite(46, LOW);
}
```

Figura 1. Parte da codificação referente à leitura analógica do potenciômetro e sua conversão para valores da escala numérica (utilizando a variável relativo)

Aquisição de Dados

Para o perfeito funcionamento do equipamento, é necessário que este esteja ligado em uma fonte de energia, podendo, assim, ser ligado a uma tomada convencional ou a uma porta USB de um computador.

Estando o aparelho ligado, para que a aquisição dos dados seja feita, é necessário que o paciente-usuário tenha controle sobre uma das mãos. Com isso, o usuário direciona o potenciômetro para o valor numérico da dor que esteja sentindo e, após isso, pressiona um dos cinco botões correspondentes à emoção sentida. Assim sendo, o valor numérico da dor e da emoção é registrado no cartão de memória com data e hora.

Retirada de Dados

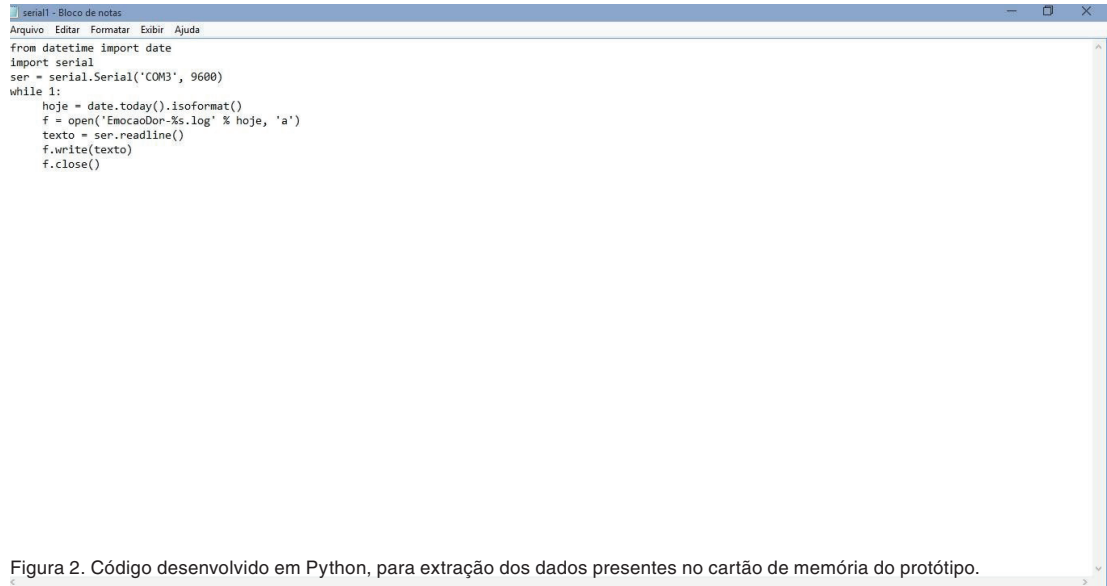
Para retirada dos dados adquiridos, foi desenvolvido um código na linguagem de programação *Python* que, para a extração, exige que o aparelho esteja ligado em alguma porta USB, de desktop ou notebooks, e que estes possuam dois softwares para execução de códigos na linguagem *Python*, sendo eles:

- Pyserial (Versão 32 bits ou 64 bits);
- Python 2.7.3 (Versão 32 bits ou 64 bits);

Com os pré-requisitos preenchidos, basta executar o código em *Python*, nomeado “Serial1.py”, aguardando alguns segundos apenas, gerando apenas UM arquivo.txt nomeado de “*EmocaoDor-DATA-DA-AQUISIÇÃO*”, com todos os registros de dor e emoção, sendo dispostos da seguinte forma:

- Todos os registros de dor, por ordem de aquisição;
- Todos os registros de emoção, por ordem de aquisição;

Assim sendo, quando realizado um novo registro, o mesmo é adicionado na linha abaixo subsequente à última aquisição, valendo isso para registros de dor e emoção.



```
serial1 - Bloco de notas
Arquivo Editar Formatar Exibir Ajuda
from datetime import date
import serial
ser = serial.Serial('COM3', 9600)
while 1:
    hoje = date.today().isoformat()
    f = open('EmocaoDon-ks.log' % hoje, 'a')
    texto = ser.readline()
    f.write(texto)
    f.close()
```

Figura 2. Código desenvolvido em Python, para extração dos dados presentes no cartão de memória do protótipo.

Sincronismo

Para que seja feito o sincronismo no momento da codificação, foi proposta a instalação de um conector DB9 nas portas digitais livres no microcontrolador (43, 44, 45, 46, 47, 48, 49, 34), sendo seus

correspondentes no conector DB9 (4, 6, 7, 8, 1, 2, 3, 9), respectivamente, para que os dados adquiridos fossem extraídos e interpretados por um hardware exterior, no formato de pulso elétrico.

Sendo assim, foi utilizada a seguinte tabela para interpretação dos pulsos elétricos e conversão em registros de dor/emoção:

Teclado de emoções (49,48,47)		Configuração em Binário		Leitura no Pinos			
Muito Feliz	1	1 001	>	49 Low	48 Low	47 High	
Feliz	2	10 010	>	49 Low	48 High	47 Low	
Neutro	3	11 011	>	49 Low	48 High	47 High	
Triste	4	100 100	>	49 High	48 Low	47 Low	
Muito Triste	5	101 101	>	49 High	48 Low	47 High	
Dor (Potenciometro) (46,45,44,43)		Configuração em Binário		Leitura no Pinos			
0		0 0000	>	46 LOW	45 LOW	44 LOW	43 LOW
1		1 0001	>	46 LOW	45 LOW	44 LOW	43 HIGH
2		10 0010	>	46 LOW	45 LOW	44 HIGH	43 LOW
3		11 0011	>	46 LOW	45 LOW	44 HIGH	43 HIGH
4		100 0100	>	46 LOW	45 HIGH	44 LOW	43 LOW
5		101 0101	>	46 LOW	45 HIGH	44 LOW	43 HIGH
6		110 0110	>	46 LOW	45 HIGH	44 HIGH	43 LOW
7		111 0111	>	46 LOW	45 HIGH	44 HIGH	43 HIGH
8		1000 1000	>	46 HIGH	45 LOW	44 LOW	43 LOW
9		1001 1001	>	46 HIGH	45 LOW	44 LOW	43 HIGH
10		1010 1010	>	46 HIGH	45 LOW	44 HIGH	43 LOW

Figura 3. Tabela para interpretação dos pulsos elétricos.

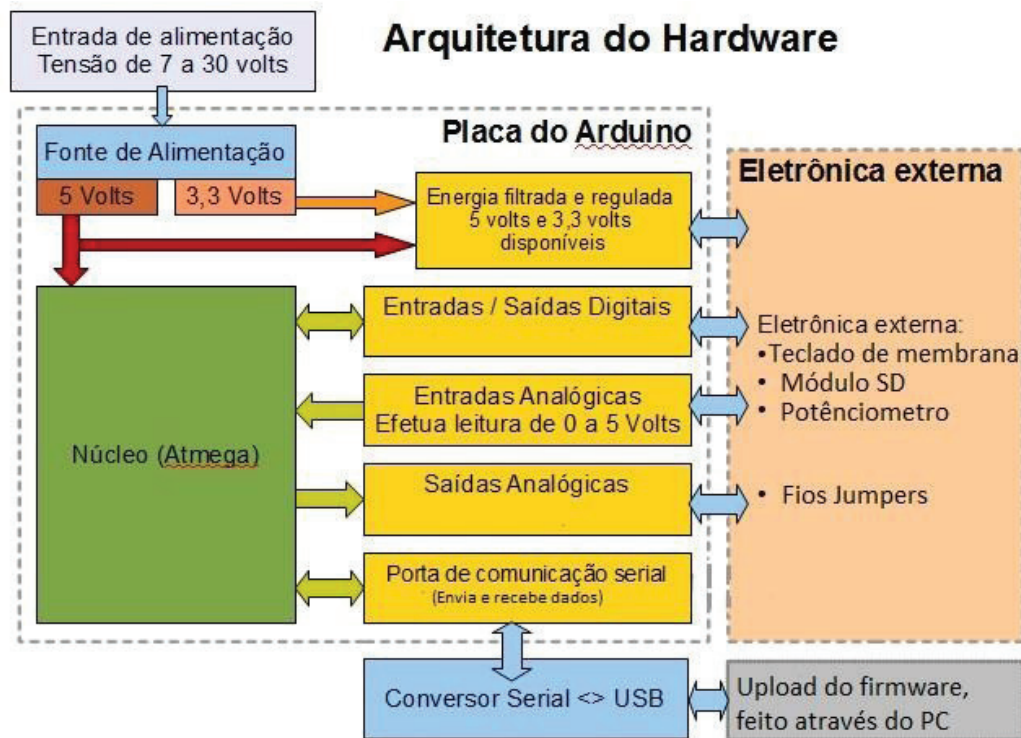


Figura 4. Arquitetura do hardware de mensuração da dor humana e registro de emoções

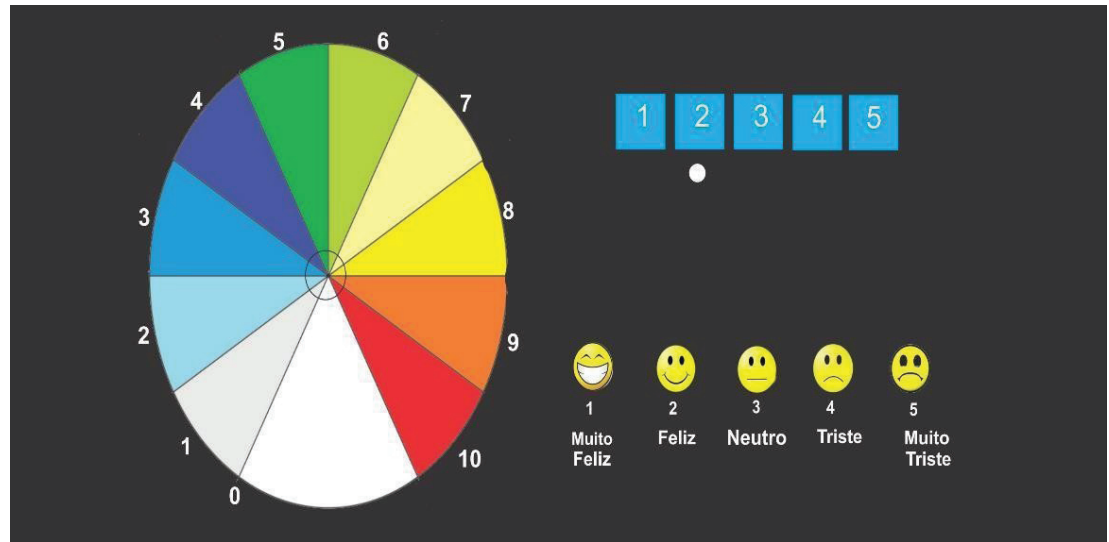
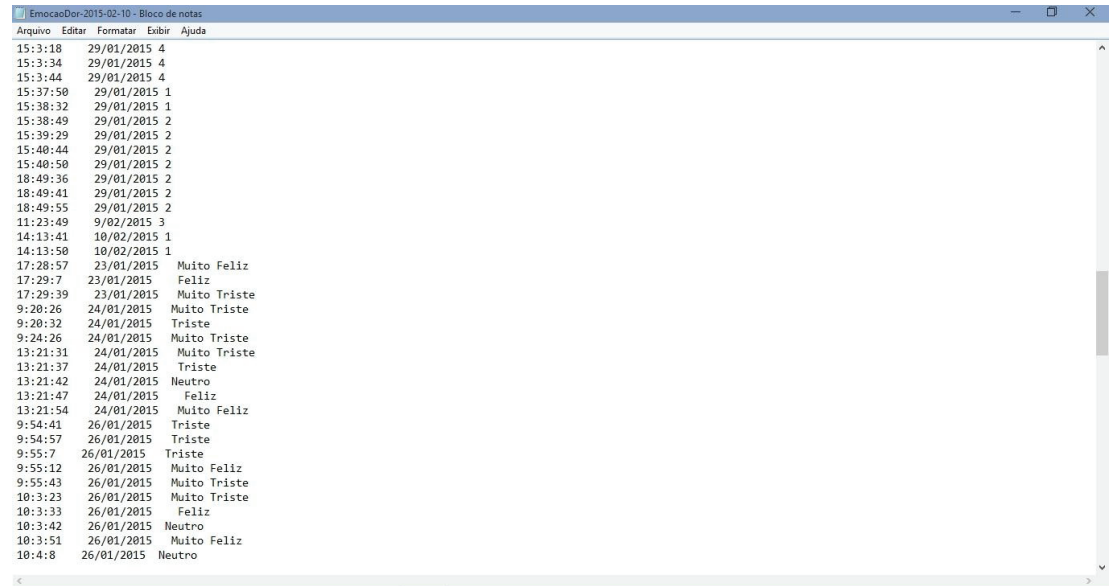


Figura 5. Desing utilizado no painel do protótipo. À esquerda, a escala para mensuração da dor, e à direita, os botões enumerados de 1 a 5 para registro da emoção.

Resultados

Após a proposição da metodologia, foram obtidos resultados completos e sem perda de aquisição de dados, conforme comprovado em imagem abaixo:



The image shows a screenshot of a text editor window titled "EmocaoDor-2015-02-10 - Bloco de notas". The window contains a list of data points, each consisting of a timestamp and a mood label. The data points are as follows:

Timestamp	Mood Label
15:3:18	29/01/2015 4
15:3:34	29/01/2015 4
15:3:44	29/01/2015 4
15:37:50	29/01/2015 1
15:38:32	29/01/2015 1
15:38:49	29/01/2015 2
15:39:29	29/01/2015 2
15:40:44	29/01/2015 2
15:40:50	29/01/2015 2
18:49:36	29/01/2015 2
18:49:41	29/01/2015 2
18:49:55	29/01/2015 2
11:23:49	9/02/2015 3
14:13:41	10/02/2015 1
14:13:50	10/02/2015 1
17:28:57	23/01/2015 Muito Feliz
17:29:7	23/01/2015 Feliz
17:29:39	23/01/2015 Muito Triste
9:20:26	24/01/2015 Muito Triste
9:20:32	24/01/2015 Triste
9:24:26	24/01/2015 Muito Triste
13:21:31	24/01/2015 Muito Triste
13:21:37	24/01/2015 Triste
13:21:42	24/01/2015 Neutro
13:21:47	24/01/2015 Feliz
13:21:54	24/01/2015 Muito Feliz
9:54:41	26/01/2015 Triste
9:54:57	26/01/2015 Triste
9:55:7	26/01/2015 Triste
9:55:12	26/01/2015 Muito Feliz
9:55:43	26/01/2015 Muito Triste
10:3:23	26/01/2015 Muito Triste
10:3:33	26/01/2015 Feliz
10:3:42	26/01/2015 Neutro
10:3:51	26/01/2015 Muito Feliz
10:4:8	26/01/2015 Neutro

Figura 6. Arquivo.txt, demonstrando a aquisição de dados, e como ficam dispostos.

Conclusão

O trabalho é parte de uma pesquisa ampla cujo foco principal é desenvolver instrumentos de mensuração e monitoramento da dor no ambiente hospitalar, para auxiliar profissionais da saúde e pacientes no gerenciamento da dor.

Com o protótipo desenvolvido, é possível mensurar quantitativamente a intensidade de dor e monitorá-la ao longo do tempo, correlacionando com os estados emocionais e disponibilizando os dados em uma saída DB9, para que seja possível fazer a sincronia dos dados com um aparelho de aquisição de sinais biológicos.

Agradecimentos

À FAPEMIG, pela confiança e amparo financeiro, sem os quais seria impossível a realização deste trabalho. Ao Laboratório de Bioengenharia (Bio-Lab – Feelt) pelo amparo tecnológico e estrutural, ao Núcleo de Inovação e Avaliação em Tecnologias da Saúde (NIATS/NTA – UFU) e, em particular, ao Prof. Dr. Adriano de Oliveira Andrade.

Referências

- [1] SILVA, José Aparecido da; RIBEIRO-FILHO, Nilton Pinto; MATSUSHIMA, Elton Hiroshi “Mensurando o quinto sinalvital: a dor (2010)”.
- [2] BOTTEGA, F. H. and R. T. FONTANA (2010). “A dor como quinto sinal vital: utilização da escala de avaliação por enfermeiros de um hospital geral.” 19(2): 283-290.

SERIOUS GAME PARA APOIO À FISIOTERAPIA UTILIZANDO REALIDADE VIRTUAL E KINECT

Flávia Gonçalves Fernandes

Faculdade de Engenharia Elétrica – FEELT
Pós-Graduação em Engenharia Biomédica
Universidade Federal de Uberlândia - UFU
Uberlândia-MG, Brasil

flavia.fernandes92@gmail.com

Luciene Chagas de Oliveira

Faculdade de Engenharia Elétrica – FEELT
Pós-Graduação em Engenharia Elétrica
Universidade Federal de Uberlândia - UFU
Uberlândia-MG, Brasil

lchagasoliveira@gmail.com

Alexandre Cardoso

Faculdade de Engenharia Elétrica – FEELT
Pós-Graduação em Engenharia Elétrica
Pós-Graduação em Engenharia Biomédica
Universidade Federal de Uberlândia - UFU
Uberlândia-MG, Brasil

alexandre@ufu.br

Resumo

Considerando a crescente demanda de pesquisa e aplicações da Realidade Virtual (RV), surge a ne-

cessidade de ferramentas em diversas áreas. Este trabalho apresenta uma aplicação cujo objetivo é o desenvolvimento de um *serious game* para apoio em exercícios fisioterapêuticos utilizando Kinect. Como metodologia, foram utilizados os recursos da RV, os quais possibilitam a visualização, interação e simulação tridimensional de imagens. Desta forma, espera-se contribuir na motivação de pacientes através das inovações tecnológicas, gerando um ambiente para realização da fisioterapia mais agradável e harmonioso, além de procurar promover a eficácia do tratamento.

Palavras-chave: Fisioterapia; Kinect; Realidade Virtual.

Introdução

Recentemente, observa-se que o desenvolvimento de tecnologias da informação vem auxiliando inúmeras práticas na área da saúde, em atividades como diagnóstico, terapia, gerenciamento e educação, o que exige a necessidade de mudan-

ças e desenvolvimento de novas habilidades pelos profissionais das áreas envolvidas [1].

Desse modo, a aplicação da Realidade Virtual - RV, na área da saúde, ou mesmo para o desenvolvimento humano, tem sido avaliada de forma intensiva nos últimos anos e merecido destaque, pois representa novos desafios e potencialidades, com a inserção de informações complementares e/ou relevantes ao cenário real [2].

Além disso, os *serious games* tornam-se uma ferramenta importante para melhorar o tratamento dos pacientes, seja com enfermidades mais graves ou outros procedimentos, como a fisioterapia.

Materiais e Métodos

Durante o processo de desenvolvimento do *serious game*, realizou-se pesquisa de tecnologias necessárias para o desenvolvimento do jogo utilizando RV. Posteriormente, uma fisioterapeuta habilitada foi consultada sobre os tipos de movimentos que o paciente precisa realizar durante o processo de reabilitação motora da coluna lombar, que serão especificados.

Neste contexto, o objetivo deste trabalho é apresentar uma aplicação, suportada por RV, para o tratamento fisioterapêutico, constituída por um jogo

composto pela realização de uma sequência de exercícios terapêuticos pré-definidos no início do mesmo, onde o paciente é estimulado a imitar os movimentos do personagem animado virtualmente.

Com relação aos aspectos metodológicos e tecnológicos, para a implementação desta aplicação, utilizou-se RV por meio do desenvolvimento de ambientes virtuais, incluindo interações e animações, com uso da linguagem de programação C#.

Na Figura 1, apresenta-se o diagrama de casos de uso de uso do *serious game*.

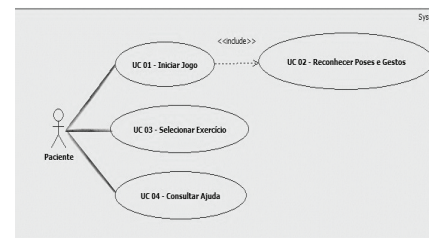


Figure 1. Diagrama de casos de uso.

Para fins de construção da interface, optou-se por utilizar o Microsoft Kinect na captura de movimentos do usuário (paciente). Em tempo de execução do mesmo, os exercícios realizados pelo paciente são comparados com a velocidade e os movimen-

tos do personagem virtual. De posse de tais dados, atribui-se uma pontuação, conforme o número de acertos, gerando condições de motivação e interesse do usuário (jogador) no cumprimento dos desafios do jogo, estes, inerentes ao processo de fisioterapia. A arquitetura do sistema pode ser observada na Figura 2.

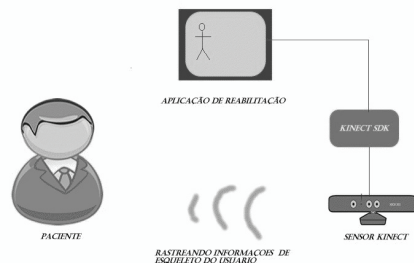


Figure 2. Arquitetura da aplicação.

Além disso, foram utilizados o sensor Kinect [3] e a plataforma XNA [4], ambos da Microsoft, visando criar para o usuário a possibilidade de interagir com ambientes virtuais atrativos, que facilitem a realização dos exercícios fisioterapêuticos de maneira correta.

Também foi usada a Interação Homem-Computador (IHC), que é a área da computação que inves-

tiga o design, avalia e implementa interfaces para que seres humanos possam interagir com sistemas computacionais de maneira eficiente e intuitiva [5].

Resultados e Discussão

Neste trabalho, foi realizada a construção de um *serious game* utilizando Realidade Virtual que visa auxiliar no tratamento de fisioterapia por meio do Kinect, o que se torna uma prática bastante interessante e atrativa aos pacientes, possibilitando que eles próprios façam os seus exercícios, orientados por um fisioterapeuta habilitado.

Os exercícios implementados foram: extensão da coluna, flexão da coluna, flexão lateral do tronco (direita e esquerda) e agachamento. Foram escolhidos estes exercícios, visto que um dos problemas de saúde mais frequentes em consultórios de fisioterapia são por danos na coluna vertebral. Isso ocorre principalmente devido à má postura das pessoas em seu cotidiano. Além disso, inicialmente, o reconhecimento dos membros superiores e tronco mostrou-se mais satisfatório em relação aos membros inferiores do corpo humano.

Assim, a aplicação funciona da seguinte forma: ao abrir no jogo, o paciente deve selecionar quais exercícios pretende executar naquela seção de fi-

sioterapia, a partir das opções exibidas no menu principal da tela inicial.

A seguir, o paciente é direcionado para outra tela, onde contém várias opções de exercícios para reabilitação de várias partes do corpo humano. Nesta tela, também há a descrição do modo de execução de cada exercício selecionado pelo paciente, como pode ser observado na Figura 3.

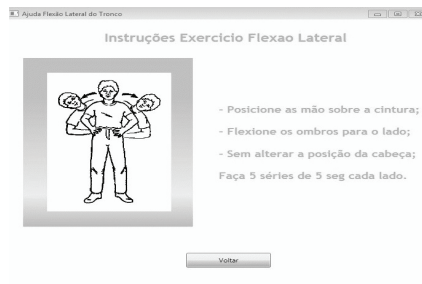


Figure 3. Tela de instruções aos exercícios do *serious game*.

Ao realizar o exercício, os movimentos do usuário são reconhecidos e mostrados por meio de um esqueleto, onde ocorre a detecção dos exercícios, com a finalidade de verificar se estão sendo executados corretamente, de acordo com o número de repetições e o tempo, ambos estabelecidos anteriormente. Após selecionar todos os

exercícios desejados, o paciente deve retornar ao menu inicial para iniciar o jogo.

A forma e velocidade correta com que devem ser executados os exercícios são orientados durante as sessões de fisioterapia, onde o fisioterapeuta pode avaliar se o paciente está apto para utilizar um tratamento de reabilitação virtual em domicílio. Isso proporciona mais tranquilidade ao terapeuta e comodidade ao paciente, visto que torna os resultados mais eficazes e precisos.

Na Figura 4, é exibida uma tela do *serious game* em funcionamento. O exercício realizado pelo usuário é de flexão lateral direita da coluna lombar do corpo humano.

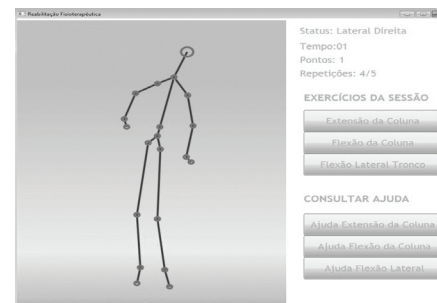


Figure 4. Tela do sistema em funcionamento – Exercício: flexão lateral direita da coluna lombar.

Desse modo, verifica-se que os benefícios desse sistema são claros, pois através dele, é possível analisar automaticamente os movimentos feitos pelo usuário, além de aumentar o fator lúdico dos exercícios de fisioterapia, incentivando os pacientes a realizar os movimentos corretos.

Conclusões e trabalhos futuros

Portanto, sistemas baseados em Realidade Virtual têm se mostrado eficientes no campo da medicina, uma vez que podem tornar o tratamento fisioterapêutico motivador, devido à execução dos exercícios feitos em domicílio e à assistência remota do fisioterapeuta.

A principal dificuldade encontrada na realização deste trabalho foi o reconhecimento dos movimentos pelo sensor Kinect após o cadastro efetuado dos mesmos, devido à sua complexidade e à diversidade de variáveis envolvidas neste processo. Algumas delas são: altura e medidas do paciente, ângulos das poses e gestos cadastrados na aplicação, além da distância do usuário em relação ao Kinect.

Como trabalhos futuros, pretende-se prosseguir com o cadastro e reconhecimento de maior quantidade de exercícios fisioterapêuticos. E também

realizar o desenvolvimento de um módulo de supervisão da aplicação, no qual o fisioterapeuta poderia visualizar gráficos para acompanhar a evolução de determinado paciente, e também comparar os resultados obtidos por diferentes pacientes na execução dos exercícios.

Referências

- [1] CHAVES, T. M. et al.. Human Body Motion and Gestures Recognition Based on Checkpoints.. In: XIV Symposium on Virtual and Augmented Reality, 2012, Niterói. IEEE Proceedings of XIV Symposium on Virtual and Augmented Reality, 2012.
- [2] GAMA, A. E. F. et al. Guidance and Movement Correction Based on Therapeutics Movements for Motor Rehabilitation Support Systems.. In: XIV Symposium on Virtual and Augmented Reality, 2012, Niterói. IEEE Proceeding of XIV Symposium on Virtual and Augmented Reality, 2012.
- [3] Microsoft. Microsoft Kinect Web Site. Disponível em: <<http://www.xbox.com/en-US/kinect>>. Acesso em: out. 2014.
- [4] BIRCK, F.. Guia Prático para Iniciantes – Microsoft XNA. Curitiba: Universidade UFPR, 2013. 240 p.
- [5] ADAMOVICH, S. V.; FLUET G. G.; TUNIK E.; MERIANS A. S.. Sensorimotor training in Virtual Reality: a review. Neuro-rehabilitation, v.25, n.1, p.29-44, 2009.

BLUETOOTH PULSE OXIMETER A TELEMEDICINE ORIENTED EQUIPMENT

Marcos Aurélio Lima Neves¹

marcosnevesetb@gmail.com

Georges Daniel Amvame Nze²

georges@unb.br

Universidade de Brasília (UnB) - Campus Gama (FGA)
Área Especial 01 - Setor Central - Antigo Fórum do Gama -
CEP: 72405-610 – Gama – DF – Brasil

Resumo

O oxímetro é um equipamento médico não invasivo que extrai dados percentuais de oxigenação (SpO₂) e frequência cardíaca (FC) do ser humano. O processo fisiológico se manifesta por meio do fluxo respiratório e sanguíneo. Atualmente, os oxímetros existentes no mercado nacional não disponibilizam ao paciente ou a equipe médica, as informações de frequência cardíaca e percentual de oxigenação utilizando um serviço de telecomunicação. Nos países de 1º mundo, este cenário já é uma realidade. Com a inserção de conceitos de Telemedicina, dispositivos eletrônicos de comunicação sem fio

foram inseridos em equipamentos da área de Engenharia Biomédica possibilitando o envio dos dados coletados para a equipe médica por meio de equipamentos terminais móveis (celular) ou portáteis (tablets e notebooks). Assim, o objetivo deste artigo é apresentar a descrição da análise de um projeto, no nível de hardware e software, na área da oximetria voltado no campo da Telemedicina.

Palavras-chave: Sensor, Condicionamento, Amplificador, Microprocessador, Bluetooth, Sinais Biocondutivos e Monitoramento.

Abstract

The oximeter is a noninvasive medical device that extracts percentage of oxygenation data (SpO₂) and heart rate (HR) of the human being. The physiological process is manifested by respiratory and blood flow. Currently, existing oximeters on the national market do not provide to the patient or the medical staff, the heart rate information and percentage of oxygenation using

a telecommunications service. In the international market, particularly in 1st world countries, this scenario is already a reality. With the inclusion of concepts of telemedicine, wireless electronic devices were inserted in Biomedical Engineering equipment enabling the sending of the data collected for the medical staff through mobile terminal equipment (cell phone) or portable (tablets and notebooks). The objective of this paper is to present a description of the analysis of a project, the level of hardware and software in the area of oximetry facing the field of telemedicine.

Keywords: Sensor, Conditioning, Amplifier, Microprocessor, Bluetooth, Bio-conductive Signals and Monitoring.

Introduction

Clearly, it is known that technology, in a way or another, always provides a support for health. Hence, exploration by apps seeking to improve control and follow-up medical attention in relation to patients are increasingly pressing for researchers and professionals of related areas [1]. Wireless communication pulse oximeter is an electronic device with transmitter module and low

power receiver. Compatible with IEEE 802.15.1, the base of BLUETOOTH technology, can operate at 2.45 GHz transmission range split into classes 1, 2 and 3; covering the respective distances of 100m, 10m and 1m.

Through telemedicine it is possible to diagnose, prevent, follow, supervise and monitor innumerable medical procedures and cause the system to become more efficient. The optimization of the Biomedical Engineering resources in electronic projects always seeks to meet the Cost/Benefit ratio for users concerned.

In pursuing this goal this paper introduces a basic analysis of the solution on a project level of a wireless communication oximeter via Bluetooth for centralized operation in the control and monitoring of blood oxygenation and heart rate of human beings.

Theory of Operation

Regarding the physiological process, the human body oxygen is taken to the body tissues via the blood and respiratory systems. The respiratory system shown in Figure 1 comprises the nasal cavity, mouth, pharynx, larynx, trachea, bronchi:

left and right, and lungs represented by the alveoli, which is the system responsible for gas exchange. The blood system, seen in Figure 2, causes oxygen to circulate through the bloodstream (arterial blood) through the oxygenated hemoglobin molecules (HbO₂) to the body tissues. When receiving oxygenation, the body cells absorb much of it and returns through the venous blood deoxygenated hemoglobin molecules (Hb), repeating the process with each heart cycle. Lack of oxygen can lead to problems related to hypoxemia (low concentration of oxygen in arterial blood and hypoxia - low availability of oxygen to a specific organ).

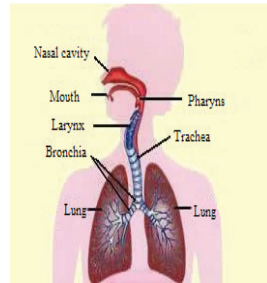


Figure 1. Respiratory System [2]

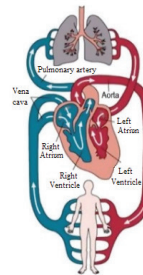


Figure 2. Blood System [3]

Monitoring of oxygen saturation rate (SpO₂) of the human body measured by a pulse oximeter

is based on the photo conduction process, which uses light as a process for obtaining oxygenation and heart rate data. Red (range of 600-750 nm) and infrared LEDs (range of 850-1000 nm) are generating sources of this process.

Based on the Law of Beer-Lambert[4] given by equation 1, spectrophotometry relates the absorption of light by a specific substance and the distance traveled by light beam determined by that body [5].

$$I_1 = I_0 e^{-\alpha l} \quad (1)$$

$$\alpha = \varepsilon(\lambda) \cdot c \quad (2)$$

Where:

I_0 = Intensity of incident light (W/m²);

I_1 = Intensity of the transmitted light emerging from the medium (W/m²);

α = Extinction coefficient of a given light beam (cm⁻¹);

l = Distance traveled by light in the medium, given in meters (m);

c = Concentration of the substance in the medium (mmol/liter);

$\varepsilon(\lambda)$ = Extinction coefficient of a given light beam.

Through equation 1 it is possible to graphically define the oxygen absorption curves by oxygenated and deoxygenated hemoglobin with respect to wavelengths (seen in Figure 3).

By logarithmically relating the variables of red and infrared signal intensities received at the receiver known as photodiode device, it is possible to extract a ratio R (Equation 3 and Figure 4) within a given interval able to allow the evaluation of the oxygen saturation rate (0-100%) received in the body:

$$R = \log \frac{I_0}{I_1} = \frac{\log \frac{R_{(RMS)}}{R_{(DC)}}}{\log \frac{IR_{(RMS)}}{IR_{(DC)}}}$$

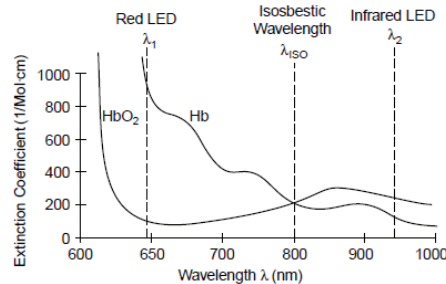


Figure 3. Light absorption coefficients as a function of Red and Infrared wavelength [5]

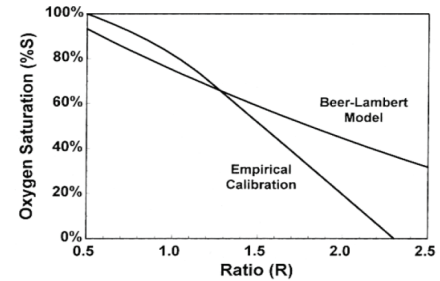


Figure 4. Correlation between rate (R) and SpO2[6]

The first pulse oximeters used the Beer-Lambert curve to relate the blood oxygen rate values. Nevertheless, it has been observed that for rates below 85% values presented no precision (in the ratio). For this reason, an empirical curve was constructed from measurements carried out in healthy patients resulting in a more accurate value for the human body oxygenation rate. Equation 4 models the empirical curve.

$$SpO_2 = 10.0002 \times R^3 - 52.887 \times R^2 + 26.87 \times R + 98.293$$

Related studies

In [7], Yitzhak Mendelson, advocates a pulse oximeter design using the telemedicine concept. His research is the development of wireless

technology oximetry sensors that can be used in monitoring and controlling vital signs of life-saving professionals, the activities of which are exposed to high levels of strenuous loads of short-term and excessive effort, as well as the imminent danger of carbon dioxide inhalation (CO) at high risk of consciousness loss and death.

In [8], Felix Adochiei *et. al.*, present a survey wireless oximeter low-cost accomplishment for tele- monitoring (SpO₂) level and heart rate (HR). The use of the proposed system is suitable for monitoring patients who need a diagnosis. The architecture uses micro controllers and low power RF transceiver that communicates by using the Wi-Fi network or mobile communication 3G (GSM/ GPRS). Such a prototype was designed, implemented and tested. The hardware used commercially available devices.

In [9], Kejia Li, proposes an evaluation of the oxygenation rate (SpO₂) and the heart rate by sending the plethysmographic curve data (PPG). Li's proposal reduces the transmission of unnecessary data enabling the increase of service life of the power source (batteries) of pulse oximetry. They managed the reduction due to the use of intelligent algorithms that detect the

characteristics of edges of PPGs. All information processing was done on the host receiver. Kejia Li concluded that the results of the algorithm achieved an efficiency of up to 99% in the interpretations of PPGs usable.

Hardware

The pulse oximeter electronic structure can be seen by the block diagram of the Figure 5. In order to make it easier to understand, its analysis will be discussed in steps shown below.

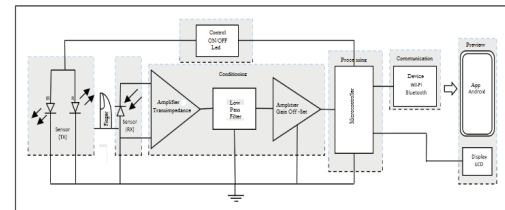


Figure 5. Oximeter Block Diagrams [7]

The first phase, known as the sensing, is responsible for detecting the intensity of the absorbed light signals through the body of the finger, identifying the bio-conduction signal. In this process, the electronic devices responsible for conveying light signals are light emitting diodes

(LED RED and INFRARED) and the receiver element is the photodiode.

Figure 6 shows two methods to capture the signals, known as reflective and transmissive methods.

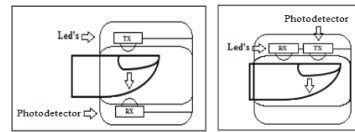


Figure 6. Finger sensors [7][8]

The second phase named conditioning will have the signal handler function. Basically, it consists of stages of: transimpedance, amplification, filtering and offset. The transimpedance circuit modeled in the project is shown in Figure 7.

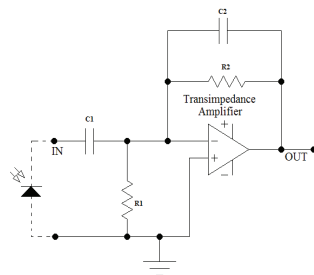


Figure 7. Transimpedance circuit [8]

The third phase is responsible for digital signal processing. The electronic device that performs this process is a microcontroller PIC 30F3014 in which it has the function of digitize the received signals and send them through output UART (Universal Asynchronous Receiver/ Transmitter), as seen in Figure 9.

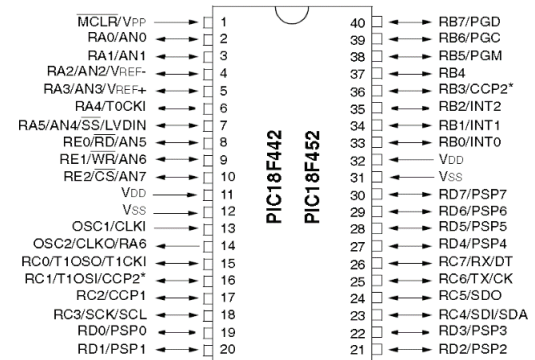


Figure 8. PIC30F3014[9]

Android APP

Device HC-05, seen in Figure 9, performs the serial communication by means of Bluetooth wireless connection. Its communication flow (RX / TX) offers 9,600 bps up to 115,200 bps rates.

The Bluetooth communication device HC-05 is coupled to UART output port of the microcontroller PIC 18F452.

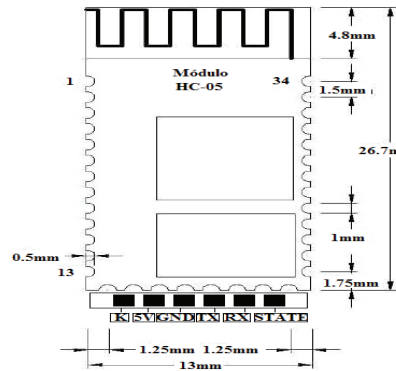


Figure 9. HC-05 Bluetooth module [14]

MIT's App Inventor was used to create our mobile application, because it offers an integrated development environment for web applications or devices using the Android operating system [11].

Results

Through the first tests carried out, this project has produced satisfactory results in relation to measures of heart rate, but the oxygenation

presented results with values outside the calibration curve. This is probably due to the lack of signal timing at the time of activation of the red and infrared leds.

Despite the smartphone application has not been completed in its entirety, the communication test was successfully performed. Heart rate and oxygenation data were received via data terminal application on mobile devices via Bluetooth connection.

Conclusion and future studies

This article introduced an architectural solution for the construction of non-invasive medical equipment known as Pulse Oximeter. One new feature was the implementation of wireless communication using Bluetooth technology.

As suggestions for future work, we will have the possibility to use mobile processing for resource optimization of hardware and software. Another important contribution would be the creation of a database for monitoring and archiving of static information received by users in real time over the network.

References

- [1] M. B. SHOEMAKE, "White Paper Coexistence Issues and Solutions for the 2.4 GHz ISM Band," no. February 2001, pp. 1–17.
- [2] "Sistema respiratório. Respiração e componentes do sistema respiratório - Escola Kids." [Online]. Available: <http://www.escolakids.com/respiracao.htm>. [Accessed: 09-Dec-2014].
- [3] "Entendendo o sistema circulatório :: DR. JONG HUN PARK." [Online]. Available: <http://www.cirvascular.com/cirurgia-vascular/entendendo-o-sistema-circulatorio2/>. [Accessed: 09-Dec-2014].
- [4] D. MALAN, T. R. FULFORD-JONES, M. WELSH, and M. S., "CodeBlue: an adhoc sensor network infrastructure for emergency medical care," Proc. Mobi-Sys 2004 Work. Appl. MobileEmbedded Syst., pp. 12–14.
- [5] ELSHARYDAH A. and R. C. CORK, "Blood Gas Measurements, Oximetry," in Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, John Wiley & Sons Inc., 2006, pp. 469–476.
- [6] L. DOPPLER, "Pulse Oximetry," 1860.
- [7] Y. MENDELSON and D. PH, "Wearable Wireless Pulse Oximetry for Physiological Monitoring," 2008.
- [8] F. ADOCHIEI, C. ROTARIU, R. CIOBOTARIU, and H. COSTIN, "A Wireless Low-Power Pulse Oximetry System for Patient Telemonitoring," 2011.
- [9] K. LI, S. MEMBER, and S. WARREN, "Onboard Tagging for Real-Time Quality Assessment of Photoplethysmograms Acquired by a Wireless Reflectance Pulse Oximeter," vol. 6, no. 1, pp. 54–63, 2012.
- [10] A. DEVICES, "AN1525-Pulse Oximeter Design Using Microchip's dsPIC Digital Signal Controllers (DSCs) and Analog Devices," pp. 1–14, 2013.
- [11] T. AOYAGI, "1.3 Team Work and Hosting Entities," pp. 1–88.
- [12] D. S. CONTROLLERS, "dsPIC30F3014, dsPIC30F4013 Data Sheet," 2004.
- [13] "App Inventor download - Baixaki." [Online]. Available: <http://www.baixaki.com.br/download/app-inventor.htm>. [Accessed: 15-Dec-2014].
- [14] HC-05 Bluetooth to Serial Port Module. Available: http://arduino-ua.com/docs/DS_BluetoothHC05.pdf

SOFTWARE DE AUXÍLIO À DECÚBITO DE PACIENTES

Amanda Franco Spirandeli

Graduanda em Engenharia Biomédica

amanda.engbiomedica@gmail.com

Leticia Ferreira Santos

Graduanda em Engenharia Biomédica

leticiasasantos@hotmail.com

Vanessa Silva Rocha

Graduanda em Engenharia Biomédica

vanessarocha.ebio@gmail.com

Vitor Hugo Oliveira Andrade

Graduando em Engenharia Biomédica

vitor_hugo.aa@hotmail.com

Abstract

Pressure ulcers, or decubitus ulcers, usually occur due to pressure applied to soft tissue, it's most commonly develop on bedridden patients. Basic prevention is to redistribute pressure by regularly turning the person. In a hospital, health professionals have an hectic routine, therefor some professionals forget to do the basic prevention, i.e. change the patient's position.

The system present in this article was developed to alert and remember these professionals of doing the change of decubitus. The project was developed using the microcontroller Arduino and the software was created using C# language.

Author Keywords: Pressure ulcers, bedridden patients, Arduino, C#.

Introdução

Na atualidade, onde a superlotação e falta de leitos são problemas comuns em hospitais, é de grande importância que os pacientes sejam tratados com cuidado e rapidez para receberem alta, retornando para as suas casas. Dessa forma, é possível abrir vagas nos hospitais e o paciente pode se recuperar no conforto do seu lar.

O paciente acamado no leito por longos períodos exige uma atenção maior do profissional que lida com o mesmo, pois o paciente necessita de cuidados e medidas próprias para ele, podendo estar com medicação intravenosa, drenos, sondas ou até mesmo ventiladores ou fixadores ósseos [1]. Além disso, medidas de alteração no decúbito

são essenciais para evitar o surgimento de escaras e úlceras de pressão.

A úlcera de pressão é uma lesão na pele causada por pressão constante. Esta ocorre geralmente, quando uma pessoa fica acamada ou sentada em uma mesma posição por tempo prolongado. A pressão do peso do corpo reduz a irrigação sanguínea da pele em contato com o leito, que com o tempo, pode fazer com que a pele trinque e forme uma úlcera aberta [2].

Decúbito é um termo da medicina que se refere à posição de uma pessoa deitada. A mudança de decúbito consiste em fazer o revezamento das posições do paciente acamado, proporcionando mais conforto e evitando complicações devido à longa imobilidade, tais como contrações musculares e úlceras de pressão [3].

Visando o auxílio dos profissionais do Hospital de Clínicas de Uberlândia, foi criado um sistema a fim de alertá-los para a mudança do decúbito dos pacientes acamados. Um alarme visual será acionado periodicamente (de duas em duas horas), indicando para qual posição de decúbito o paciente deve ser movido e em quais leitos essa mudança foi realizada.

Metodologia

Inicialmente foi feita uma pesquisa de campo no Hospital de Clínicas da Universidade Federal de Uberlândia (HC-UFU) para averiguar as necessidades que o projeto precisaria atender bem como as limitações existentes para o seu desenvolvimento. Foi verificado que dentro do hospital não havia rede Wi-Fi e que o alarme de alerta não poderia ser sonoro para evitar um maior estresse no ambiente de trabalho. Além disso, constatou-se quais são os horários em que a mudança de decúbito precisa ser realizada e que o sistema deve informar o decúbito correspondente ao horário.

Sendo assim, optou-se por desenvolver um software na plataforma C# que se comunica com os leitos via plataforma Arduino. O software foi programado para a cada duas horas disparar um alarme visual informando a mudança de decúbito a ser realizada juntamente com uma matriz com todos os leitos do setor em cor vermelha. Serão instalados botões em todos os leitos que avisarão ao software, via plataforma Arduino, quando a mudança de decúbito for realizada e, após a mesma, o leito desaparecerá da matriz gerada na tela do computador.

Resultados

De acordo com a proposta do projeto, o software foi elaborado na plataforma C# e foi adotado o nome "SAUD (Software de Auxilio ao Decúbito)".

A Figura 1 mostra a tela Inicial (aba 1) do software que contém as orientações de como realizar o decúbito do paciente, a legenda e o botão "iniciar".

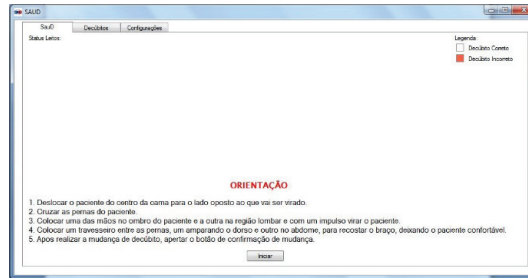


Figura 1. Pagina Inicial do Software.

Na segunda aba do SAUD, conforme a Figura 2, contém a relação de horários de decúbito e os tipos de decúbito (dorsal, lateral direito e esquerdo). O tipo e o horário são relacionados através das cores.

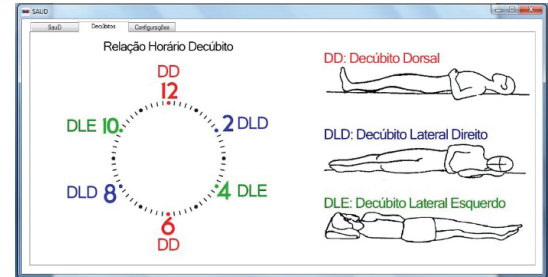


Figura 2. Aba 2 do Software.

A ultima aba, conforme a Figura 3, contém a opção da porta serial que comunica com o software do arduíno, ja que, o arduíno será utilizado para programar o hardware do projeto que consiste nos botões de cada leito. Uma vez que a porta serial é selecionada, clica no botão "conectar" e o software C# estará comunicando com o software arduíno.

Além disso, existe a opção de quantidade de leitos, que é limitada. Caso o valor seja maior do que o estimado aparece uma tela "Valor Inválido". E caso o numero de leitos não seja colocado, aparecerá a mensagem "Favor informar a quantidade de leitos".

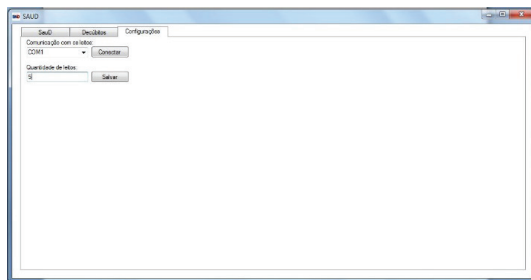


Figura 3. Aba 3 do Software com a comunicação de porta serial e a opção de quantidade de leitos.

Uma vez que o botão “iniciar” é acionado, aparecerá o status dos leitos. A Figura 4 mostra o status de espera com o decúbito correto. Na Figura 5, pode-se visualizar o acionamento de cada leito, que acontecerá a cada 2 horas, para o profissional realizar o decúbito do paciente. Os leitos só vão ser desacionados quando os profissionais clicarem no botão ao lado de cada leito.

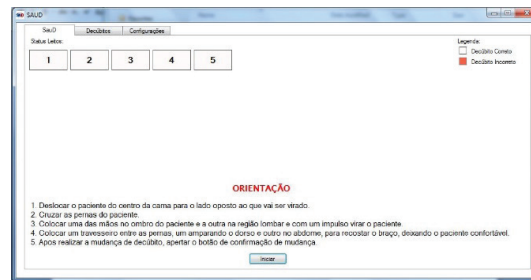


Figura 4. Aba 1 com o status de decúbito correto.



Figura 5. Aba 1 com status de decubito incorreto.

Ao acionar os leitos, a cada 2 horas aparecerá uma tela de decúbito diferente, conforme as Figuras 6, 7 e 8, para que o profissional saiba qual é a posição naquele momento.

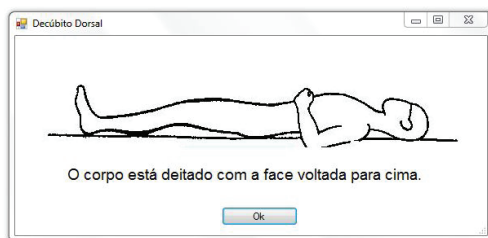


Figura 6. Decúbito dorsal.

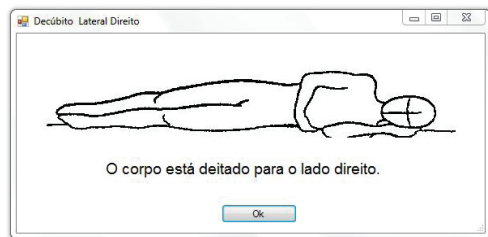


Figura 7. Decúbito lateral direito.

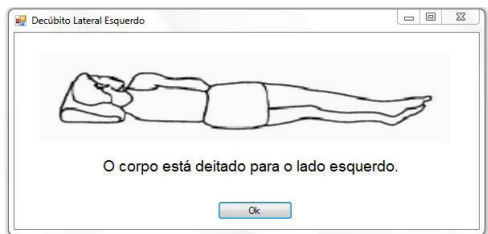


Figura 8. Decúbito lateral esquerdo.

Discussões

O sistema desenvolvido trará benefícios tanto para o hospital e seus funcionários quanto para os pacientes, mas é importante ressaltar as limitações para seu aprimoramento e bom funcionamento. Tais limitações são provenientes da ausência de uma rede de comunicação eficiente (Wi-Fi e Intranet) e da conduta dos profissionais envolvidos. A rede de comunicação simplificaria a implantação do projeto no hospital, visto que não seria necessário passar cabos para fazer a comunicação da central com os leitos. Além disso, o bom funcionamento depende da conduta dos profissionais, pois o fato de apertar o botão no leito para desativar o software não indica que o enfermeiro realizou de fato o decúbito.

Conclusão

A mudança de decúbito e o posicionamento adequado de pacientes são práticas essenciais de enfermagem para controlar edemas e prevenir úlceras de pressão. A troca de decúbito no momento certo é fundamental para garantir o bem estar dos acamados e a prevenção de lesões. Tendo em vista que o Software de auxílio a decúbito vai alertar os profissionais no momento exato em que

a tarefa deve ser executada, o projeto é de extrema importância em ambientes hospitalares.

A implantação do sistema acarretará melhorias na recuperação dos pacientes e no trabalho dos enfermeiros, trazendo resultados positivos para o setor de Engenharia Clínica. Além disso, ao prevenir o surgimento de lesões nos pacientes acarreta-se a diminuição dos gastos do hospital, pois serão extintos os gastos oriundos das complicações geradas pelos edemas e do maior tempo de internação do paciente.

Referências

[1] SCHNEIDER, C. (2012) "Cuidados com Paciente Acamado", In: Núcleo de Reabilitação Traumatológica – SOGAB. Disponível

em: <<http://www.saudedireta.com.br/docsupload/1332105091cuidadoscomopacte.pdf>>. Acesso em 13 de jul. de 2015.

[2] HEALTHWISE (2014) "Úlceras de decúbito", In: School of Medicine and Public Health, University of Wisconsin. Disponível em: <<http://www.uwhealth.org/spanishhealth/topic/mini/%C3%9Alceras-de-dec%C3%ABito/tp17772.html#tp17773>>. Acesso em 13 de jul. de 2015.

[3] ROJAS, S.S.O., VEIGA, V.C., CARVALHO, J.C., AMAYA, L.E.C (2010), Protocolo de Posicionamento do Paciente Acamado. Disponível em: <<http://www.ineti.med.br/pdf/diretrizes/diretrizes25.pdf>>. Acesso em 13 de jul. de 2015.

PROTÓTIPO DE UM APLICATIVO PARA IDENTIFICAÇÃO DE BOLSAS DE SANGUE-PACIENTE ATRAVÉS DE CÓDIGOS DE BARRAS

Fernanda Batista de Oliveira¹

fernandabatista.ufu@gmail.com

Sarah Mansur Resende de Miranda¹

sarahmansur94@hotmail.com

André Candido Porto¹

andrecporto@gmail.com

¹ Graduação em Engenharia Biomédica
Faculdade de Engenharia Elétrica
Universidade Federal de Uberlândia

Resumo

Atualmente problemas relacionados ao encaminhamento de bolsas de sangue no Hospital de Clínicas de Uberlândia da Universidade Federal de Uberlândia (HCU-UFU), requerem atenção devido aos grandes riscos relacionados à procedimentos transfusionais. O desenvolvimento e a adoção de novas tecnologias aplicadas na área da saúde têm impacto relevante na minimização

de tais riscos, sendo possível solucioná-los de maneira simples. Com o intuito de minimizar acidentes transfusionais e reduzir significativamente erros humanos, será proposto o desenvolvimento de um aplicativo que verificará a compatibilidade do código de barras de cada bolsa de sangue com o código de barras individual de cada paciente através da leitura e comparação dos códigos.

Palavras-chave: Código de Barras, Bolsa de sangue, Aplicativo.

Abstract

Nowadays problems related to forwarding blood bags at Uberlândia Clinical Hospital of the Federal Univeristy of Uberlândia (HCU-UFU), requires attention due to its risks when it comes about transfusion procedures. The development and implantation of edge technologies into the health work field impacts directly on the minimization of these risks, even possibly be easily solved. Aiming to minimize transfusion accidents and

reduce significantly the human mistakes, it will be proposed the development of an app which checks the compatibility of the blood bag's barcode with the patient's barcode through barcode reading and comparison.

Author Keywords: BarCode; Blood Bag; App.

Introdução

A tecnologia e a área da saúde, em conjunto, possibilitam uma associação inovadora e de grande importância para a sociedade. O desenvolvimento de novas técnicas para auxiliar os profissionais da saúde tem sido cada vez mais eficiente e de grande relevância quando se considera o aumento da expectativa de vida e a melhora na qualidade de vida dos pacientes.

Um exemplo da utilização da tecnologia em prol da melhoria dos serviços de saúde é a Telemedicina, uma prática que está em processo de evolução e consolidação no Brasil nos últimos anos. 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 [1].

Ao aplicar abordagens relacionadas à Telemedicina é possível auxiliar a segurança do paciente, reduzindo os atos não seguros dentro do sistema de assistência à saúde, assim como a utilização de boas práticas para alcançar resultados ótimos para o paciente [2].

Falhas presentes no setor de hemoterapia, principalmente relacionadas à procedimentos de transfusões sanguíneas, podem colocar em risco a segurança e a vida dos pacientes. A medicina transfusional é uma área complexa e dependente de vários profissionais. Para realizar procedimentos transfusionais com segurança, cada profissional depende não só de seus próprios conhecimentos e habilidades, mas também dos conhecimentos e habilidades de toda a equipe envolvida no processo e da eficiência do sistema [3].

Os riscos envolvidos na transfusão de sangue e hemoderivados podem ser consequentes de procedimentos inadequados, erros ou omissões dos profissionais responsáveis pelo procedimento. Embora eliminar totalmente a possibilidade de erro humano seja impossível, reduzir as oportunidades para que eles ocorram pode ser um obje-



Figura 1. Interface inicial do aplicativo Bolsa Segura

tivo facilmente alcançável. A segurança na administração do sangue depende da competência e do interesse dos indivíduos em realizar um trabalho completo e eficiente [4].

Atualmente, o desenvolvimento e a adoção de novas tecnologias aplicadas à logística do processo de captação, armazenagem e distribuição da coleta de sangue, incluindo os processos de triagem, transfusão e a utilização do sangue por um paciente, vêm ganhando espaço no mercado de trabalho, visando minimizar os problemas que ocorrem frequentemente.

Para isso, soluções simples como a identificação do paciente e identificação e monitoramento das bolsas de sangue podem ser aplicadas. A identificação do paciente tem inúmeros propósitos, entre eles determinar com segurança a legitimidade do receptor do tratamento ou procedimento e assegurar que o procedimento a ser executado seja efetivamente o que o paciente necessita [5]. Na prática, a identificação do paciente é uma etapa que em muitos casos não recebe a devida atenção, podendo interferir nas demais fases primordiais à garantia da qualidade e segurança do serviço prestado. O monitoramento da movimentação de bolsas de sangue promove importantes

benefícios como a garantia de manutenção do histórico do produto, melhor controle de estoque e acurácia no uso do sangue, através da identificação correta da bolsa compatível para determinado paciente, o que impede que a transfusão seja realizada de forma errônea.

Hospitais e laboratórios têm melhorado a precisão na identificação de pacientes e de bolsas de sangue, utilizando recursos como o código de barras. Estes códigos fornecem aos profissionais as informações necessárias de cada bolsa, evitando transfusões sanguíneas erradas e gerando uma drástica redução de erros humanos.

Motivação

Considerando a importância da identificação correta dos pacientes e das bolsas de sangue em um hospital, e sua relação com a diminuição da ocorrência de erros na assistência à saúde, o presente projeto foi realizado com o objetivo de criar um sistema capaz de otimizar a aplicação desse processo no HCU-UFU.

O sistema é baseado na simplicidade e eficiência, possuindo uma interface simples e de fácil manuseio. Desta forma, é garantido um ótimo custo benefício para o hospital, além de uma maior se-



Figura 2. Interface do aplicativo Bolsa Segura em funcionamento

gurança para os pacientes e para os profissionais da saúde, não sendo necessário um grande investimento para a implementação do mesmo.

Metodologia

Inicialmente, foram realizadas análises sobre os problemas atuais do setor de Hemodinâmica do HCU – UFU, para a determinação dos problemas a serem solucionados e dos recursos disponíveis para implementação do sistema. A situação encontrada apresentava grandes falhas em relação à entrega de bolsas de sangue para a respectiva transfusão nos pacientes do hospital.

Posteriormente, foram realizadas pesquisas bibliográficas acerca do problema proposto, afim de encontrar soluções simples e de fácil implementação na instituição. Então, foi proposto o desenvolvimento de um aplicativo capaz de realizar a comparação entre os códigos de barras da pulseira do paciente e das bolsas de sangue, a fim de determinar se elas são compatíveis. O aplicativo foi desenvolvido na plataforma MIT App Inventor (Massachusetts Institute of Technology) e estará

disponível para acesso em qualquer dispositivo móvel com sistema operacional Android.

O aplicativo, intitulado Bolsa Segura, funcionará da seguinte forma: Inicialmente, as pulseiras dos pacientes e as etiquetas das bolsas de sangue terão seus próprios códigos de barras. Em seguida, quando houver o encaminhamento da bolsa para o paciente, será gerado um novo código de barras, correspondente à uma combinação dos anteriores. Então, o código obtido através da combinação e o código do paciente serão escaneados pelo aplicativo e através de um sistema de reconhecimento por imagem, será realizada a comparação entre eles, para verificação da sua compatibilidade.

Resultados e Discussões

O desenvolvimento do projeto visa a aplicação de um sistema simples e de fácil acesso e manuseio. Dessa forma, a interface inicial do aplicativo foi desenvolvida visando clareza e objetividade para os usuários, como apresentado na Figura 1. A Figura 2 mostra a interface do aplicativo desenvolvido em funcionamento.

Durante os testes foram utilizados códigos de barra gerados e impressos pelos desenvolvedores do aplicativo, como estratégia para simular os registros dos códigos de barras dos pacientes e das bolsas de sangue no banco de dados do HCU-UFU.

Conclusões

O protótipo do aplicativo funcionou conforme esperado, comparando com eficiência os códigos de barras das pulseiras e das bolsas. Espera-se que com a possibilidade de uma futura implantação do aplicativo no HCU-UFU, os riscos transfusionais e os erros humanos sejam minimizados e a segurança dos pacientes e dos profissionais seja garantida.

Referências

- [1] WEN, C. L. (2008). Telemedicina e Telessaúde – Um panorama. Informática Pública, 07-15.
- [2] The Canadian Patient Safety Dictionary. (Outubro de 2003). Acesso em 14 de Julho de 2015, disponível em: <http://rcpsc.medical.org/publications/PatientSafetyDictionary_e.pdf>.
- [3] FITZPATRICK, T. (1996). Nursing management of transfusion. Popovisk MA.

[4] ORANICE FERREIRA, E. Z. (2007). Avaliação do conhecimento sobre hemoterapia e segurança transfusional de. Revista Brasileira de Hematologia e Hemoterapia, 160-167.

[5] Consórcio Brasileiro de Acreditação, J. C. (2007). Padrões de Acreditação da Joint Commission International para Hospitais. Rio de Janeiro.

[6] Massachusetts Institute of Technology, M. (s.d.). MIT App Inventor. Acesso em 14 de Julho de 2015, disponível em: <<http://appinventor.mit.edu/>>.

MAPA ESPACIAL DE DOSE EM SERVIÇO DE MEDICINA NUCLEAR

Pedro H. Silvestre Lopes

UTFPR-CURITIBA - PPGEB

Av. Sete de Setembro, 3165

Curitiba, PR 80230-901 BR

pedrosilvestrefisica@gmail.com

Frieda Saicla Barros

UTFPR-CURITIBA - PPGEB

Av. Sete de Setembro, 3165

Curitiba, PR 80230-901 BR

saicla@utfpr.edu.br

Resumo

Devido a importância da segurança dos profissionais e indivíduos que utilizam o serviço de medicina nuclear no que diz respeito aos riscos decorrentes da exposição à radioatividade, este artigo tem por objetivo avaliar o mapa espacial de doses de um serviço de medicina nuclear, enfatizando a sala de espera de pacientes injetados da instalação com a finalidade de encontrar maneiras para diminuir as exposições a radiação. Os dados foram obtidos por meio de visitas na instalação, levantamento radiométrico, análise do projeto

arquitetônico e do Plano de Radioproteção do serviço avaliado. Os resultados permitem estimar a expectativa de dose para cada ambiente, permitindo uma melhor orientação aos pacientes e trabalhadores, indicando os pontos onde a ocupação deve ser a mínima necessária, possibilitando a redução dos riscos à exposições potenciais.

Palavras-chave: Proteção radiológica, medicina nuclear, instrumentação, ensino, radiação não-ionizante.

Introdução

A medicina nuclear (MN) é uma especialidade médica aplicada ao diagnóstico e à terapia que utiliza fontes radioativas não seladas (radionuclídeos/radiofármacos) para a formação da imagem. Devido ao uso de radionuclídeos, um serviço de medicina nuclear (SMN) deve contemplar uma estrutura física que apresente segurança e facilite os processos de fluxo desses materiais e de pessoas, a fim de evitar exposição à radiação desnecessária de profissionais e demais pessoas que por ali transitam [1].

Esta movimentação gera constantes mudanças nos níveis radiométricos ambientais nas dependências do serviço, desde taxas de exposição muito baixas, como radiação de fundo, até taxas que acarretariam doses acumuladas nos indivíduos ocupacionalmente expostos (IOEs), acima do limite anual estabelecido pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) e taxas desnecessárias recebidas pelos pacientes no setor de espera. Como o processo é dinâmico e a monitoração dos níveis radiométricos não é constante, há risco dos IOEs receberem doses superiores aos preconizados [2].

Inicialmente, serviços de Medicina Nuclear possuem um número de exames reduzidos, mas com o decorrer do tempo, ocorre um crescimento do volume de pacientes, resultando no aumento do fluxo de fontes radioativas nas dependências do serviço e com isso tem-se a elevação dos riscos à radiação ionizante. Assim, é imprescindível a adoção dos princípios fundamentais de proteção radiológica: justificção, otimização da proteção e aplicação de limites individuais de dose [3]. As exposições podem ser minimizadas por meio de um bom planejamento, boa prática, instrução e cooperação do paciente e atenção às recomendações básicas de radioproteção, incluindo tempo, distância e blindagem [4]. É essencial que a

instalação seja planejada de forma que sejam levadas em conta as considerações operacionais, fluxo de trabalho e requisitos de blindagem [5].

Portanto, baseado em uma análise experimental, a pesquisa busca as necessidades de otimização na área, verificando as taxa de doses em pontos dentro da sala de pacientes injetados e avaliando maneiras e procedimentos que poderão ser adotados, a fim de diminuir ao máximo as doses recebidas pelos pacientes, trabalhadores e ainda se necessário, complementar as normas exigidas pela CNEN e ANVISA.

Metodologia

Este trabalho avaliou o levantamento radiométrico feito em um serviço de medicina nuclear da região Norte do Paraná, denominado como Clínica A, com a finalidade de encontrar maneiras de otimização da taxa de exposição. Considerando as inúmeras variações de projeto arquitetônico dos serviços de medicina nuclear, os ambientes avaliados da Clínica A corresponderam à sala de administração de radiofármacos, sala ou laboratório de manipulação e armazenamento de fontes em uso (sala quente), local para armazenamento de rejeitos radioativos, sala de exames, sala de

ergometria, sala de exames e sala de inalação (para administração de radiofármacos via respiratória) e sala de espera de pacientes injetados. Para coletar os dados, foram definidos pontos de referência dentro do serviço colocados 1,20 m um do outro, nos quais foram realizadas medidas dos níveis radiométricos ambientais a uma altura de 1,70 m utilizando um monitor Geiger Muller, como preconiza um estudo feito em Botucatu [6]. Não houve critério para avaliação dos pontos e foram determinados mais de um ponto por dependência.

Durante um período de três meses, foram feitas medidas de taxa de exposição nos pontos definidos, em dias e horários diferentes da semana, escolhidos aleatoriamente cada conjunto (ponto, dia, horário), em quantidades iguais. Para cada ponto foi determinada a média e desvio padrão. A determinação destes parâmetros permite realizar projeções das doses espaciais com níveis de confiança estabelecidos, mesmo que a incerteza seja elevada.

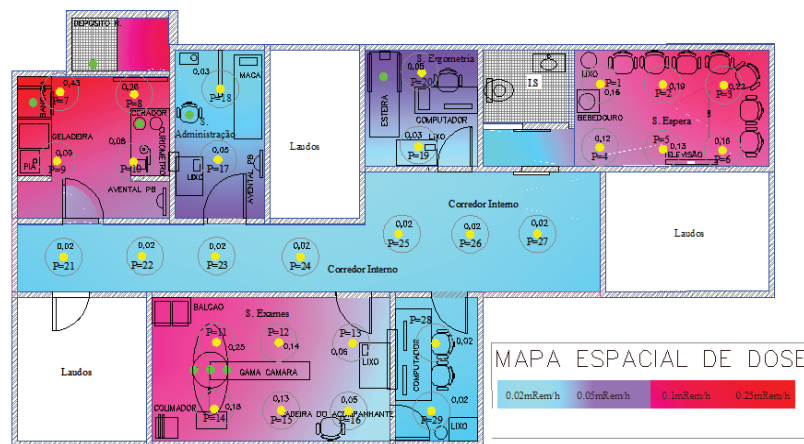


Figura 1. Mapa espacial de dose do setor de medicina nuclear.

Pontos	Taxa de exposição média (mRem/h)	Desvio
1	0,16	0,18
2	0,19	0,27
3	0,22	0,23
4	0,12	0,13
5	0,13	0,13
6	0,16	0,21
7	0,43	0,32
8	0,26	0,22
9	0,09	0,05
10	0,08	0,07
11	0,25	0,28
12	0,14	0,20
13	0,06	0,18
14	0,18	0,06
15	0,18	0,16
16	0,13	0,11
17	0,05	0,07
18	0,03	0,04
19	0,03	0,06
20	0,05	0,14
21	0,02	0
22	0,02	0
23 a 29	0,02	0

Tabela 1. Taxa de exposição média em função da localização nos ambientes.

Resultados

O mapa espacial de dose nas dependências do serviço foi elaborado a partir das médias dos resultados da Tabela 1. A Figura 1 apresenta as curvas de isodose para a avaliação da taxa de exposição dentro do serviço de medicina nuclear.

Conclusão

A metodologia utilizada na pesquisa mostrou-se eficiente e possibilitou a identificação de pontos de alta exposição de radiação no serviço de medicina nuclear avaliado. Todas as dependências do serviço tiveram taxa de dose inferiores ao limite de dose ocupacional que é de 1.0 mRem/h para uma clínica de 2.000h de funcionamento. Isso pode ser constatado por meio dos dados delineados na tabela de resultados, sendo a sala de espera de pacientes injetados e o laboratório de manipulação, os locais que apresentaram maior taxa de exposição. Os resultados desta pesquisa mostram-se coerentes com o trabalho desenvolvido por OLIVEIRA (2013).

O mapa espacial de dose criado na sala de espera mostrou os pontos de maior concentração, constatando que a taxa de dose aumenta em locais com maior número de cadeiras. Esses da-

dos permitiram avaliar maneiras para diminuir as doses recebidas pelos pacientes no momento da espera do exame, tais como: aumentar a distância entre os pacientes e adequar a distribuição das cadeiras.

O trabalho realizado estabelece projeções de doses recebidas para todos os indivíduos, permitindo encontrar maneiras para diminuir doses recebidas. O principal resultado é o mapa de distribuição espacial das taxas de exposição ou de projeção de doses que indica os pontos cuja ocupação deve ser minimizada que pode ser feito periodicamente em clínicas desta atividade. Este mapa indica os pontos de maior taxa de dose e auxilia trabalhadores na otimização de doses recebidas mensalmente. Pode-se verificar, que o mapa espacial de doses é um instrumento útil para a proteção radiológica aplicada à Medicina Nuclear e colabora com o princípio de otimização.

Referências

- [1] ZAÚ, M.A.C.O. Necessidade do espaço físico em unidade de medicina nuclear. Monografia (Especialização em Arquitetura em Sistema de Saúde). Universidade Federal da Bahia. Salvador, 2008.
- [2] OLIVEIRA, C.V. Mapa espacial de dose do serviço de medicina nuclear do Hospital das Clínicas de Botucatu. Congresso

brasileiro de radiologia. Universidade Estadual Paulista. São Paulo. 2013.

[3] ICRP – International Commission on Radiological Protection. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Annals of ICRP 21, n. 1/3, ICRP Publication 60, Oxford: Pergamon Press, 1991.

[4] KOMATSU, C.V. Avaliação da dose de radiação ocupacional em medicina nuclear: Administração de radiofármacos em exames de cintilografia de perfusão miocárdio. Dissertação (Mestrado em Ciências). Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba. 2013.

[5] AIEA. Agência Internacional de Energia Atômica. Radiological protection in nuclear medical. AIEA, 2008.

[6] OLIVEIRA, C.V. Mapa espacial de dose do serviço de medicina nuclear do Hospital das Clínicas de Botucatu. Congresso brasileiro de radiologia. Universidade Estadual Paulista. São Paulo. 2013.

A EVOLUÇÃO DA VENTILAÇÃO NÃO INVASIVA E DAS PRONGAS NASAIS EM NEONATOLOGIA

Débora de Fátima Camillo

UTFPR-CURITIBA - PPGEB
Av. Sete de Setembro, 3165
Curitiba, PR 80230-901 BR
debora-camillo@hotmail.com

Frieda Saicla Barros

UTFPR-CURITIBA - PPGEB
Av. Sete de Setembro, 3165
Curitiba, PR 80230-901 BR
saicla@utfpr.edu.br

Percy Nohama

PUCPR-CURITIBA - PPGTS
R. Imaculada Conceição, 1115
Curitiba, PR 80215-901 BR
percy.weihmayer@gmail.com

Bertoldo Schneider Jr

UTFPR-CURITIBA - PPGEB
Av. Sete de Setembro, 3165
Curitiba, PR 80230-901 BR
bertoldo.schneider.jr@gmail.com

Resumo

O objetivo do estudo foi apresentar a evolução da ventilação não invasiva (VNI) e das prongas nasais utilizadas em neonatologia, e compará-las a tecnologia utilizada em uma Unidade de Terapia Intensiva Neonatal (UTIN) de um Hospital Público da Região Metropolitana de Curitiba. Para tal, foi realizada uma revisão da literatura nas bases de dados da Periódicos Capes, Scielo e Pubmed, consulta a livros sobre ventilação mecânica, além de observações sistemáticas do uso da VNI na UTIN estudada.

Palavras-chave: Ventilação não invasiva; pressão positiva contínua nas vias aéreas; neonatologia.

Introdução

A prematuridade é considerada um grande problema de saúde pública, devido aos elevados índices de morbimortalidade infantil [1]. São considerados prematuros os recém-nascidos (RN) com idade gestacional inferior a 37 semanas [2].

Os referidos RN apresentam riscos de desenvolver complicações respiratórias devido à imaturidade do sistema respiratório, sendo necessário na maioria das vezes um suporte ventilatório [3].

O aperfeiçoamento dos aparelhos e o desenvolvimento de novas metodologias de ventilação contribuíram de modo significativo para aumentar a sobrevivência do RN prematuros [4]. Em decorrência do maior conhecimento das complicações relacionadas ao uso da ventilação mecânica invasiva, especialmente em recém-nascidos, a VNI começou a ser utilizada como opção terapêutica [5].

Entende-se por VNI, o suporte ventilatório oferecido ao RN sem a necessidade de via aérea artificial, com o objetivo de evitar possíveis complicações inerentes à presença do tubo endotraqueal e a ventilação mecânica invasiva [6].

Nesta esteira de raciocínio, o objetivo do presente estudo foi apresentar a evolução da VNI e das prongas nasais utilizadas em neonatologia, e compará-las a tecnologia utilizada em uma UTIN de um Hospital Público da Região Metropolitana de Curitiba.

Metodologia

Trata-se de um estudo do tipo descritivo, realizado inicialmente através da revisão da literatura nas bases de dados da Periódicos Capes, Scielo e Pubmed, com artigos publicados entre os anos de 1971 a 2014, além de consulta a livros sobre ventilação mecânica. Foram utilizados os seguintes descritores: ventilação não invasiva, pressão positiva contínua em vias áreas (CPAP), neonatologia e evolução tecnológica.

Para apresentar a tecnologia da VNI utilizada na UTIN foram realizadas observações sistemáticas e registros fotográficos do ventilador e do respectivo circuito de VNI, através de uma câmera digital de 8 megapixels.

Resultados e Discussão

A VNI foi instituída pela primeira vez na década de 1930. Entretanto, somente nas duas últimas décadas seu uso vem aumentando devido à descoberta de seus benefícios e da comprovação da sua eficácia [5].

A VNI foi iniciada em neonatologia por meio da pressão positiva contínua em vias áreas (CPAP), que consiste na aplicação de uma pressão supra-atmosférica durante todo o ciclo ventilatório [6].

O CPAP tem sido amplamente utilizada como método terapêutico em diversas patologias respiratórias desde 1971 graças ao trabalho pioneiro de Gregory et al [7]. Este descreveu o CPAP por fluxo contínuo como um sistema que consiste em um aparelho no qual o ramo expiratório é mergulhado em um selo d'água que define o nível da pressão expiratória positiva final [8]. O referido autor propôs dois modelos de CPAP por fluxo contínuo. Em um dos modelos a pressão positiva era aplicada através do tubo endotraqueal e o outro através de uma câmara plástica.

Em 1973, Kattwinkell et al [9] descreveu a peça nasal para ofertar CPAP salientando que o RN é um respirador nasal.

Desde sua criação inicial em 1971, o CPAP via nasal ainda é usado mundialmente para oferecer suporte ventilatório e é o tratamento de escolha em diversos centros terciários, por se tratar de um modo ventilatório mais gentil quando comparado à ventilação mecânica invasiva [6].

Há duas formas principais de gerar CPAP. Uma delas corresponde ao sistema incorporado ao próprio ventilador mecânico programado para o modo CPAP, com características próprias de cada fabricante. A outra forma é através de um

sistema artesanal construído com o recipiente do tipo selo d'água, em que o recipiente exala contra uma coluna de água gerando a pressão positiva [6, 10]. Ambos necessitam de um gerador de fluxo contínuo, um sistema de conexão às vias aéreas e um dispositivo para a geração de pressão positiva [10].

Com os avanços tecnológicos, houve o desenvolvimento de equipamentos específicos de CPAP selo d'água, com os mesmos princípios de funcionamento da CPAP artesanal. Na tentativa de assegurar níveis de pressão mais estáveis, mesmo na presença de escape de ar, foram desenvolvidos novos aparelhos de CPAP, entre eles o ventilador eletrônico, que utiliza fluxos variáveis, conforme necessidade do RN [8].

A VNI tem por objetivo facilitar as trocas gasosas, reduzir a fadiga muscular com a diminuição do trabalho respiratório, bem como melhorar a capacidade residual funcional, a ventilação alveolar e a complacência pulmonar [5].

O uso da VNI se dá através de uma interface com o paciente. Atualmente há uma grande variedade de interfaces no mercado com diferentes tamanhos, tipos, formas e materiais [5]. Em neonatologia os dispositivos mais utilizados como interface

são as prongas nasais [5]. Elas podem ser do tipo binasais curtas, simples ou nasofaríngeas [6].

As prongas binasais curtas oferecem menor resistência à passagem do fluxo aéreo, compreendem a forma mais simples de se ofertar CPAP e produzem melhores efeitos terapêuticos, apesar de apresentarem algumas desvantagens, como dificuldade na fixação, perda da pressão durante o choro e trauma ao septo nasal [10].

Para atender um dos objetivos propostos no presente estudo, foi realizada uma análise dos tipos de CPAP e das prongas nasais utilizados em uma UTIN de Hospital Público da Região metropolitana de Curitiba.

A UTIN do Hospital estudado presta assistência a RN com idade entre 0 a 28 dias provenientes de qualquer região do Estado do Paraná. Os RN são encaminhados pela Central de Leitos do Estado do Paraná, e são transportados por ambulâncias com UTI móvel da Secretaria de Saúde ou do SAMU. Dependendo da gravidade do RN ou da região de origem, os mesmos são transportados via UTI móvel aérea. A UTIN dispõe de 20 leitos. Há no setor 14 ventiladores Interneo (Figura 1) da marca Intermed®.



Figura 1. Ventilador Interneo com modalidade de ventilação não invasiva: CPAP. Fonte: arquivo pessoal da autora.

A oferta de CPAP é realizada através do referido equipamento. Não é utilizado o CPAP em selo d'água de forma artesanal nem através de equipamento específico.

As prongas disponíveis na UTIN são todas binasais curtas, das seguintes marcas: Silmag®, Inca Set® (Figura 2a) e Fisher & Paykel® (Figura 2b). A mais utilizada é a binasal curta da Inca Set®.

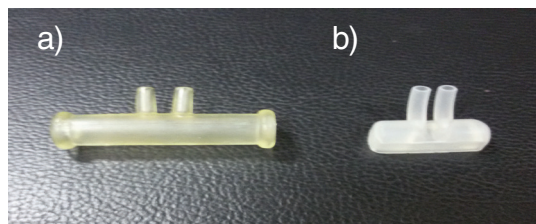


Figura 2. a) pronga binasal de silicone da marca Inca Set®; b) pronga binasal de silicone da Fisher & Paykel®. Fonte: arquivo pessoal da autora.

O circuito com a interface é fixada na cabeça do recém-nascido através de um sistema de touca feita de forma artesanal com malha e esparadrapo. Quando disponível e dependendo do tamanho do RN é utilizada a touca específica do circuito de CPAP. Para reduzir o nível de lesão nasal, em todos os RN sob VNI, é colocada uma placa de hidrocolóide sobre as narinas, e esta é trocada apenas em caso de descolamento. No presente serviço o CPAP é indicado principalmente em casos de apnéia da prematuridade, processo de desmame da ventilação e pós extubação, e em caso de aumento do esforço respiratório associado à oscilação da saturação de oxigênio.

Conclusão

No presente estudo conclui-se que a VNI contribuiu para aumentar a sobrevivência de RN cada vez mais prematuros. O CPAP pode ser substituído de modo artesanal ou através do ventilador eletrônico.

A pronga binasal curta apresenta melhores resultados em neonatologia quando comparados aos simples ou nasofaríngeas. Os avanços tecnológicos também contribuíram para melhorar a interface entre a VNI e o RN.

Referências

- [1] OLIVEIRA, C.H.Y., MORAN, C.A. Estudo descritivo: ventilação mecânica não invasiva em recém-nascidos pré-termo com síndrome do desconforto respiratório. *ConScientiae Saúde*. 8, 2 (2009), 485-489.
- [2] World Health Organization. Preterm birth. 2013.
- [3] FLENADY, V.J., GRAY, P.H. Chest physical therapy for preventing morbidity in babies being extubated from mechanical ventilation. *Cochrane Review*. Oxford, 2000.
- [4] ROCHA, G., SALDANHA, J., MACEDO, I., AREIAS, A. Estratégias de suporte ventilatório no recém-nascido pré-termo: inquérito nacional. *Revista Portuguesa de Pneumologia*. 15, 6 (2009), 1043-1079.
- [5] SARMENTO, G.J.V. Princípios e práticas de ventilação mecânica em pediatria e neonatologia. Barueri: Manole; 2011.

- [6] ANDRADE, L.B., RIBEIRO, S.N.S. Modalidades e particularidades do suporte ventilatório não invasivo no recém-nascido. PROFISIO – ciclo 1, módulo 1. Porto Alegre: Artmed/ Panamericana; 2012.
- [7] GREGORY, G.A., KITTERMAN, J.A., PHIBBS, R.H., TOOLEY, W., HAMILTON, W.K. Treatment of idiopathic respiratory distress syndrome with continuous positive airway pressure. *N Engl J Med.* 284 (1971), 1333-1340.
- [8] YAGUI, A.C.Z., VALE, L.A.P.A., HADDAD, L.B., PRADO, C., ROSSI, F.S., DEUTSCH, A.D., REBELLO, C.M. Bubble CPAP versus CPAP with variable flow in newborns with respiratory distress: a randomized controlled trial. *Jornal de Pediatria.* 87, 6 (2011), 449- 503.
- [9] KATTWINKEL, J., FLEMING, D., CHA, C.C, FANAROFF, A.A., KLAUS, M.H. A Device for administration of Continuous Positive Airway Pressure by the Nasal Route. *Pediatrics.* 52, 1 (1973), 131-134.
- [10] LIMA, M.R.O., FREIRE, A.L.G., ANDRADE, L.B., SANTOS, L.S. Comparação dos níveis de pressão positiva contínua nas vias aéreas através de dois sistemas. *J Pediatr.* 80 (2004), 401-406.

AVALIAÇÃO DA DETECÇÃO DE CAMPO MAGNÉTICO PELO MAGNETÔMETRO LSM303D

Amanda G. Rabelo

Laboratório de Engenharia Biomédica,
Universidade Federal de Uberlândia – UFU
amandagomesrabelo@gmail.com

Lucio Pereira Neves

Instituto de Física,
Universidade Federal de Uberlândia (INFIS/UFU),
Caixa Postal 593, 38400-902 Uberlândia, MG, Brasil
lucio.neves@ufu.br

Ana Paula Perini

Instituto de Física,
Universidade Federal de Uberlândia (INFIS/UFU),
Caixa Postal 593, 38400-902 Uberlândia, MG, Brasil
anapaula.perini@ufu.br

Maurício Foschini

Instituto de Física,
Universidade Federal de Uberlândia (INFIS/UFU),
Caixa Postal 593, 38400-902 Uberlândia, MG, Brasil
mfoschini@infis.ufu.br

Adriano O. Andrade

Faculdade de Engenharia Elétrica,
Laboratório de Engenharia Biomédica,
Universidade Federal de Uberlândia - UFU
aoandrade@feelt.ufu.br

Resumo

O tremor fisiológico está presente em todos os seres humanos e geralmente é invisível a olho nu. Os métodos mais tradicionais utilizados na mensuração do tremor são a eletromiografia (EMG) e a acelerometria. Sensores magnéticos ou magnetômetros, não são muito empregados, mas possuem alta resolução e alta sensibilidade, o que facilita na medição do tremor fisiológico, já que este tremor é caracterizado por possuir baixa amplitude. Devido à escassez de estudos voltados para a medição do tremor fisiológico utilizando sensores magnéticos, este trabalho propõe um estudo comportamental do sensor magnético LSM303D, presente no conjunto de sensores inerciais do tipo MinIMU v.3 (*Pololu*), para a medição do tremor fisiológico. Avaliou-se o comportamento deste sensor na detecção da variação do cam-

po magnético em um par de bobinas. Para isso, utilizou-se um equipamento de caracterização do tremor de punho no qual possui o sensor inercial do tipo MiniMU v.3. O sensor inercial foi imerso em um campo magnético gerado por um par de bobinas na configuração anti-Helmholtz.

Palavras-chave: Sensor magnético LSM303D; Tremor fisiológico; campo magnético.

Introdução

O tremor resultante de processos naturais é denominado fisiológico e está presente em todos os seres vivos, na maioria dos casos é invisível a olho nu, porém pode ser acentuado quando exposto a situações de estresse, medicação, ansiedade, envelhecimento, dentre outros [1 2 3]. Esse tremor é caracterizado também pela baixa amplitude, tornando difícil a detecção [4]. Além da eletromiografia (EMG) e da acelerometria é possível detectar o tremor através de sensores magnéticos que também são conhecidos como magnetômetros. Este último se destaca em relação aos outros métodos tradicionais de medição, devido à alta sensibilidade e alta resolução [5 6].

Magnetômetros são instrumentos que medem a intensidade, direção e sentido de campos magnéticos [7]. Existem poucos trabalhos que relacionam magnetômetros com a medição do tremor humano, sendo a maioria deles relacionados à microcirurgias as quais necessitam cancelar o tremor fisiológico ao manusear os instrumentos cirúrgicos [8-10].

Considerando a carência de estudos nessa área e a alta resolução do sensor magnético LSM303D [6,11], neste trabalho o comportamento deste sensor foi avaliado variando-se o campo magnético gerado por um par de bobinas na configuração anti-Helmholtz.

Materiais e Métodos

Utilizou-se o sensor inercial do tipo MiniMU v.3 que contém um acelerômetro, um giroscópio e um magnetômetro, presente no equipamento de mensuração do tremor de punho. Esses sensores realizam as medições de tais grandezas, levando em consideração o posicionamento em relação aos três eixos cartesianos X, Y e Z [11]. O sensor foi preso a um suporte plástico (material que não interfere no campo magnético) e foi imerso no interior do par de bobinas na configuração anti-Helmholtz.

As bobinas empregadas tinham 19,50 cm de raio, com 154 espiras na configuração de anti-Helmholtz. Essa configuração cria um gradiente de campo magnético entre o par de bobinas, sendo o campo magnético nulo no ponto central das mesmas [12]. As bobinas foram conectadas a uma

fonte de corrente DC, empregada para variar a corrente elétrica. Desta forma, pode-se obter uma variação conhecida do campo magnético no interior das bobinas. A Fig.1 mostra a disposição dos equipamentos utilizados no experimento.

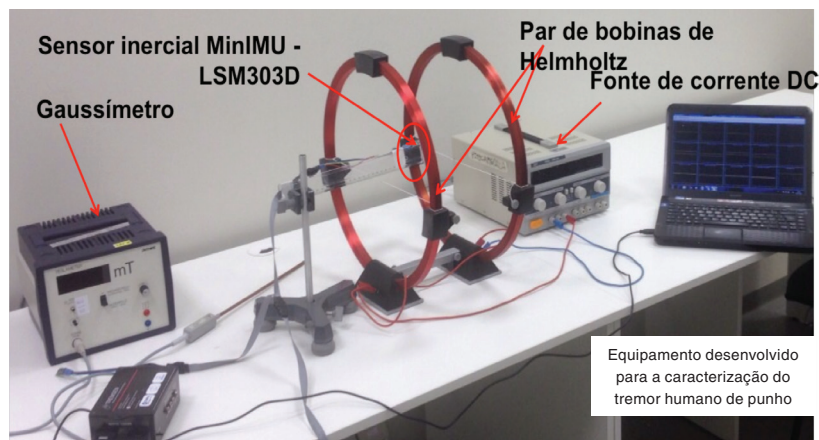


Figura 1. Principais componentes empregados no experimento.

Posicionou-se o magnetômetro LSM303D no interior do par de bobinas, de modo que com a variação da corrente elétrica, variava-se o campo magnético dentro das bobinas e, então, obser-

vou-se a detecção desta variação de campo magnético pelo magnetômetro LSM303D. A corrente elétrica variou em passos de 0,02 A no intervalo de 0,00 a 0,40 A. Os valores de campo magnético

detectados pelo magnetômetro LSM303D, para os três eixos cartesianos, foram computados para cada um destes valores de corrente elétrica.

Resultados e Discussão

Com os ensaios realizados, obtiveram-se os valores de campo magnético detectado pelo magnetômetro LSM303D nos três eixos, em função da variação da corrente elétrica, como mostra a Tabela 1.

Corrente Elétrica (A)	Campo magnético (T)		
	X	Y	Z
0,00	-0,16	-0,16	-0,15
0,02	-0,04	-0,04	-0,01
0,04	0,07	0,07	0,05
0,06	0,15	0,15	0,18
0,08	0,28	0,28	0,30
0,10	0,41	0,41	0,39
0,12	0,47	0,47	0,49
0,14	0,60	0,60	0,59
0,16	0,72	0,72	0,69
0,18	0,82	0,82	0,79
0,20	0,91	0,91	0,87
0,22	1,05	1,05	0,97
0,24	1,13	1,13	1,08

Corrente Elétrica (A)	Campo magnético (T)		
	X	Y	Z
0,26	1,22	1,22	1,18
0,28	1,32	1,32	1,31
0,30	1,43	1,43	1,40
0,32	1,57	1,57	1,48
0,34	1,65	1,65	1,59
0,36	1,74	1,74	1,72
0,38	1,88	1,88	1,78
0,40	2,00	2,00	1,92

Tabela 1. Variação do campo magnético nos três eixos detectados pelo magnetômetro LSM303D em função da variação da corrente elétrica.

Observando a Tabela 1, percebe-se que quando a corrente é 0,00 o magnetômetro LSM303D detecta campo magnético nos três eixos, isso acontece devido à interferência do campo magnético terrestre e do campo magnético advindo de equipamentos presentes neste experimento.

Por meio dos dados obtidos na Tabela 1, pôde-se relacionar a variação do campo magnético detectado pelo magnetômetro LSM303D nos três eixos em função da variação da corrente elétrica, conforme a Figura 2.

Analisando a Fig. 2 observa-se que a detecção do campo magnético pelo magnetômetro LSM303D é uma função linear da variação da corrente elétrica. Isto torna a calibração do sistema direta e mais precisa.

Foi possível obter também o limite de saturação do magnetômetro. Ao aplicar uma corrente de 0,40A o magnetômetro LSM303D saturou, conforme Fig. 2.

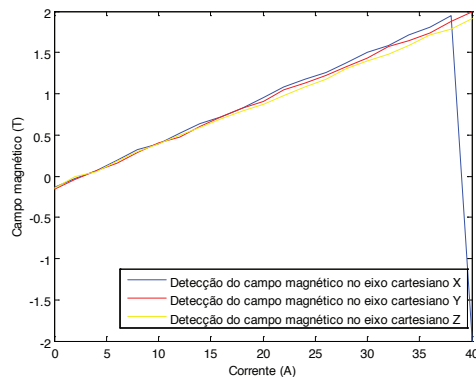


Figura 2. Resposta do magnetômetro LSM303D em função da variação da corrente elétrica aplicada nas bobinas de Helmholtz.

Conclusão

Neste trabalho, foi possível verificar que o magnetômetro LSM303D possui uma resposta linear,

quando submerso a campos magnéticos de até $0,0465\mu$ T. Analisando a resolução e o resultado obtido neste experimento para o magnetômetro LSM303D, conclui-se que este sensor magnético encontra-se apto para diversas aplicações, dentre elas, medição de tremor fisiológico.

Agradecimentos

Os autores deste trabalho agradecem o apoio financeiro concedido pela Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) e à Fundação de Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG).

Referências

- [1] KOLLER WC. Diagnosis and treatment of tremors. *Neurol Clin* 1984; 2:499-514.
- [2] P. H. G. MANSUR, L. K. P. CURY, A. O. Andrade, A. A. Pereira, G. A. A. Miotto, A. B. Soares, and E. L. M. Naves. A review on techniques for tremor recording and quantification. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 35, pp. 343-362, 2007.
- [3] MANSUR, P. H. G. Análise de correlações entre tremor, degeneração celular e idade. Tese, Uberlândia, 2011.
- [4] DEUSCHL et al., 1995 G. Deuschl, R. Zimmermann, H. Gender, C.H. Luckingb Physiological classification of essential

- tremor L.J. Findley, W.C. Koller (Eds.), Handbook of tremor disorders, Marcel Dekker, New York (1995), pp. 195–208.
- [5] Foner, Simon. Versatile and Sensitive Vibrating-Sample Magnetometer. Review of Scientific Instruments, vol. 30, pp. 548-557, 1959.
- [6] RABELO, A., FOSCHINI, M., PERINI, A. P., NEVES, L. P., BITTAR, A. P., ANDRADE, A. O. Avaliação preliminar de um método para mensuração do tremor por meio da variação do campo magnético. International Workshop on Assistive Technology, Fevereiro, 2015.
- [7] TIPLER, A. P. Eletricidade e Magnetismo. LTC Editora, v. 2., 5ª ed., São Paulo, 2006.
- [8] BENJAVITVILAI, C.; RIVIERE, C.N. Fuzzy Calibration of Magnetometer in Presence of Surgical Microscope. Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference Shanghai, China, 2005.
- [9] ANG, W. T. et al. Active Tremor Compensation in Microsurgery. Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2004.
- [10] RIVIERE, C.N.; WEI TECH ANG; KHOSLA, P.K. Toward Active Tremor Canceling in Handheld Microsurgical Instruments. IEEE TRANSACTIONS ON ROBOTICS AND AUTOMATION, 2003.
- [11] ANDRADE, A. O. et al. Desenvolvimento de uma luva instrumentada para a caracterização do tremor humano de punho. Anais do Simpósio em Engenharia Biomédica, p.21-26, Uberlândia, 2014.
- [12] FIRESTER, ARTHUR H. Design of Square Helmholtz Coil Systems. Review of Scientific Instruments, vol 37, pp. 1264-1265, 1966.

AVALIAÇÃO DE UMA NOVA CÂMARA DE IONIZAÇÃO PARA DOSIMETRIA DE ^{60}Co

Luiz Felipe Stamato da Silva Furquim

Instituto de Física,
Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, MG, Brasil
felipe.stamato@fismed.ufu.br

Ana Paula Perini

Instituto de Física,
Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, MG, Brasil
anapaula.perini@ufu.br

William de Souza Santos

Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares,
Comissão Nacional de Energia Nuclear (IPEN-CNEN/SP),
São Paulo, SP, Brasil
wssantos@ipen.br

Linda V. E. Caldas

Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares,
Comissão Nacional de Energia Nuclear (IPEN-CNEN/SP),
São Paulo, SP, Brasil
lcaldas@ipen.br

Lucio Pereira Neves

Instituto de Física,
Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, MG, Brasil
lucio.neves@ufu.br

Resumo

O programa PENELOPE é uma sub-rotina que utiliza a técnica de Monte Carlo, amplamente empregada para cálculos de grandezas de interesse na área de radiações ionizantes, para a simulação do transporte acoplado de fótons e elétrons. Nesse trabalho, a simulação de Monte Carlo foi empregada para avaliar uma nova câmara de ionização para dosimetria de fontes de ^{60}Co .

Palavras-chave: Câmara de Ionização; Dosimetria; ^{60}Co ; Simulação computacional.

Introdução

As câmaras de ionização são sistemas que utilizam meios gasosos como medidores de radiação, e consistem basicamente de um recipiente, construído com material condutor e preenchido de ar, com um eletrodo coletor no seu interior.

Para as câmaras de ionização empregadas como padrões secundários, diversos materiais podem ser empregados, e.g. PMMA, grafite, PMMA gra-

fitado. Um material até o momento não empregado nestes dosímetros é o policloreto de vinila (do inglês, PolyVinyl Chloride) (PVC). Devido à facilidade de obtenção e de uso do PVC, uma nova câmara de ionização, com paredes e eletrodo coletor de PVC, com uma camada de grafite, foi desenvolvida e caracterizada experimentalmente [1]. Entretanto, ainda é necessária a avaliação dos seus componentes, sobre a energia depositada no volume sensível.

O objetivo deste trabalho é avaliar a influência dos diferentes componentes da câmara de ionização de PVC, sobre a energia depositada no volume sensível.

Materiais e Métodos

Conforme alguns testes realizados com o dosímetro previamente desenvolvido no Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN-SP) pôde-se observar que o PVC apresentou algumas vantagens sobre o PMMA (muito utilizado em dosímetros comerciais): resistência mecânica, fácil usinagem e pode ser grafitado sem apresentar rachaduras. As especificações técnicas desta câmara de ionização são listadas na Tabela 1, e uma foto é apresentada na Figura 1.

Características	Especificações
Material do eletrodo coletor central e da parede	PVC grafitado
Material do corpo	PMMA
Material da haste	PMMA
Diâmetro do eletrodo coletor	2,0 mm
Diâmetro interno da câmara	9,0 mm
Espessura da parede da câmara	3,0 mm
Comprimento do volume sensível	18,0 mm
Volume sensível da câmara	1,0 cm ³

Tabela 1. Especificações técnicas da câmara de ionização avaliada neste trabalho.

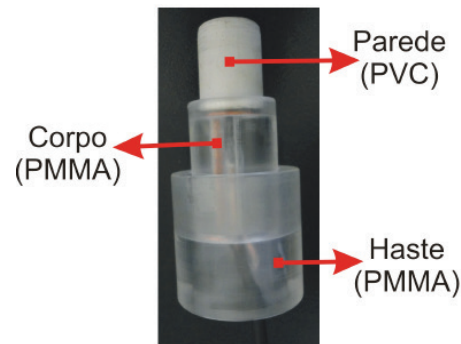


Figura 1. Foto da câmara de ionização avaliada neste trabalho.

Simulação Computacional

O PENELOPE é um pacote de simulação de Monte Carlo, usado para simular o transporte de radiações ionizantes [2,3]. A simulação possui parâmetros de controle, responsáveis pela sua exatidão e seu desempenho, são eles:

E_{abs} - Valor da energia máxima que uma partícula, carregada ou não, pode possuir antes de ser absorvida, finalizando o processo de transporte desta partícula e iniciando o transporte de uma nova partícula; C_1 - Parâmetro relacionado com a deflexão angular média produzida por múltiplo espalhamento entre duas colisões fortes consecutivas de uma partícula carregada; C_2 - Parâmetro relacionado à perda fracional máxima de energia permitida entre eventos de colisão forte de uma partícula carregada; W_{cc} - Energia máxima perdida por partícula carregada em colisões fortes; W_{cr} - Energia máxima perdida por partícula carregada em perdas radiativas fortes.

Resultados

A câmara de ionização cilíndrica de PVC foi modelada cuidadosamente, baseando-se em suas dimensões, formas e composição química no código PENELOPE. Um esquema da geometria

utilizada durante as simulações, bem como os materiais empregados é mostrado na Figura 4a.

Para esta avaliação, foram simuladas $2,1 \times 10^9$ histórias, e a energia depositada no material que compõem o volume sensível (ar) foi calculada (utilizando o Tally Energy Deposition) [2,3]. Os valores obtidos são mostrados na Tabela 2.

Componente	Razão	Influência (%)
Corpo	0,9769±0,0072	2,31
Elet. coletor central	0,9997±0,0074	0,03
Haste	0,9982±0,0074	0,18

Tabela 2. Influência de cada componente estudado na resposta da câmara de ionização.

Até o momento, os autores deste trabalho desconhecem qualquer trabalho que envolva a avaliação computacional dos componentes de uma câmara de ionização cilíndrica de PVC, semelhante à avaliada neste trabalho. Entretanto, alguns trabalhos apresentam resultados para câmaras similares, mas de grafite.

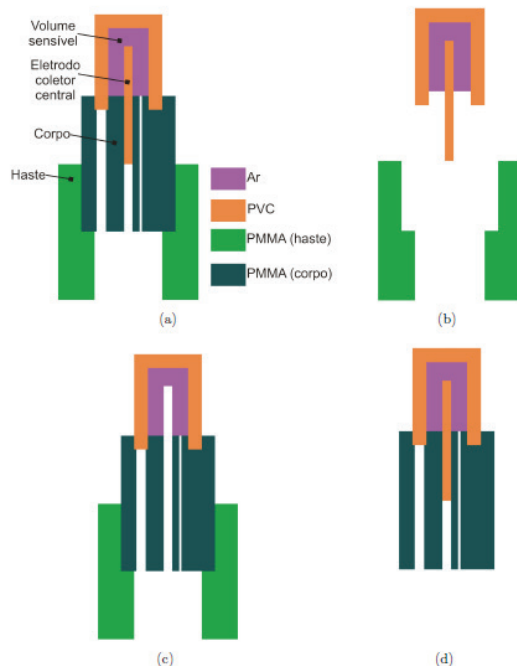


Figura 4. Câmara de ionização avaliada neste trabalho. É possível observar, para fins de comparação a câmara de ionização: (a) completa, (b) sem o corpo de PMMA, (c) sem o eletrodo central e (d) sem a haste de PMMA. As regiões em cor branca representam o ar que circunda o dosímetro (ar atmosférico).

No trabalho de Allisy-Roberts et al. [4], foram avaliadas as câmaras de ionização padrões primários do Bureau International des Poids et Mesures (BIPM). Estes valores, bem como as diferenças entre os valores encontrados neste trabalho, são apresentados na Tabela 3.

Componente	BIPM	Diferença com este trabalho (%)
Corpo	$1,0000 \pm 0,0002$	2,31
Elet. coletor central	$1,0000^{\dagger}$	0,03
Haste	$1,0000 \pm 0,0002$	0,18
[†] O valor para este componente foi considerado unitário.		

Tabela 3. Comparação entre as influências dos componentes determinados neste trabalho, com os fatores de correção do padrão primário utilizado no BIPM [4].

Como pode-se observar pelos valores apresentados pela Tabela 3, a maior diferença foi para o corpo da câmara de ionização. Deve-se notar, entretanto, que o dosímetro empregado pelo BIPM é de grafite, e desta forma, apresenta uma influência muito pequena sobre as leituras.

Conclusão

Analisando os resultados obtidos, concluímos que a maior influência advém do corpo de PMMA, devido aos elétrons gerados além da radiação espalhada pela interface de contato com o ar presente no volume sensível. A influência dos demais componentes é muito menor, demonstrando que este dosímetro é adequado para dosimetria em feixes de ^{60}Co . Comparando estes resultados com os obtidos para outro dosímetro, desenvolvido no BIPM, as diferenças também são pequenas, o que demonstra a qualidade e possível aplicabilidade deste dosímetro.

Agradecimentos

Os autores agradecem às agências de fomento: CAPES (Projeto Pró-Estratégia 1999/2012), Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), MCT: Projeto INCT Metrologia das Radiações em Medicina e à Fundação de Amparo à Pesquisa de Minas Gerais – FAPEMIG.

Referências

[1] NEVES, L.P.; PERINI, A.P., CALDAS, L.V.E. Development and Characterization of a New Cylindrical Ionization Chamber for Dosimetry of ^{60}Co Beams. IEEE Transactions on Nuclear Science, 60(2), (2013), 712-715.

[2] SALVAT, F., FERNÁNDEZ-VAREA, J.M., SEMPÁU, J. PENELOPE - A code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport. Relatório técnico, OECD Nuclear Energy Agency, Issy-les-Moulineaux, France, (2003).

[3] SALVAT, F.; FERNÁNDEZ-VAREA, J.M., SEMPÁU, J. Proceedings of the PENELOPE-2008 Workshop. Em PENELOPE-2008: A code system for Monte Carlo Simulation of electron and photon transport, Spain. 30 June-3 July, (2008).

[4] ALLISY-ROBERTS, P.J.; BURNS, D.T.; BÜERMANN, L.; KRAMER, H.-M. Comparisons of the standards for air kerma of the PTB and the BIPM for ^{60}Co and ^{137}Cs gamma radiation. Relatório técnico, Bureau International des Poids et Mesures, Sévres.

LEVANTAMENTO RADIOMÉTRICO NA SALA DE TRATAMENTO DE TELETERAPIA NO HOSPITAL DO CÂNCER DE UBERLÂNDIA

Cintia de Almeida Ribeiro

Instituto de Física,
Universidade Federal de Uberlândia (INFIS/UFU),
Caixa Postal 593, 38400-902 Uberlândia, MG, Brasil
cintia.a.ribeiro@hotmail.com

Antônio Ariza Gonçalves Jr.

Instituto de Física,
Universidade Federal de Uberlândia (INFIS/UFU),
Caixa Postal 593, 38400-902 Uberlândia, MG, Brasil
antonioj@umuarama.ufu.br

Diego Merigue da Cunha

Instituto de Física,
Universidade Federal de Uberlândia (INFIS/UFU),
Caixa Postal 593, 38400-902 Uberlândia, MG, Brasil
dmerigue@infis.ufu.br

Ana Paula Perini

Instituto de Física,
Universidade Federal de Uberlândia (INFIS/UFU),
Caixa Postal 593, 38400-902 Uberlândia, MG, Brasil
anapaula.perini@ufu.br

Lucio Pereira Neves

Instituto de Física,
Universidade Federal de Uberlândia (INFIS/UFU),
Caixa Postal 593, 38400-902 Uberlândia, MG, Brasil
lucio.neves@ufu.br

Resumo

Estabelecimentos que possuem fontes radioativas devem ser periodicamente monitorados, visando garantir a segurança dos trabalhadores e indivíduos do público. Dentre as normas existentes no país, as regulamentações da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) são as que norteiam o funcionamento de salas de radioterapia. Neste trabalho, foi realizado um levantamento radiométrico em uma sala de teleterapia, do Hospital do Câncer de Uberlândia, de modo a verificar os níveis de dose aos quais o público e os trabalhadores podem estar expostos.

Palavras-chave: Dosimetria; Radioterapia; Levantamento Radiométrico.

Introdução

A radioterapia é um tratamento no qual feixes direcionados de radiações ionizantes são empregados no combate de células neoplásicas [1]. No entanto, como estas atividades envolvem o uso de radiações ionizantes, devem ser monitoradas, de modo a proteger a população contra os possíveis efeitos indesejáveis causados pela radiação ionizante.

Dentre as diversas medidas de controle de qualidade, o levantamento radiométrico tem por objetivo principal avaliar as blindagens e as barreiras de proteção das salas que possuem equipamentos emissores de radiação ionizante. A partir dos resultados do levantamento radiométrico, pode-se garantir, sob o ponto de vista de proteção radiológica, a segurança da sala em que o equipamento está instalado, assim como as áreas adjacentes. Neste trabalho, foi realizado o levantamento radiométrico de uma sala de tratamento de teleterapia do Hospital do Câncer de Uberlândia, visando garantir a segurança dos trabalhadores e indivíduos do público que utilizam as dependências deste hospital.

Materiais e Métodos

Para a realização do levantamento radiométrico no Acelerador Clinac 600C - Varian (Figura 1) foi utilizado um objeto simulador de água, para simulação do espalhamento da radiação ionizante durante um tratamento, além de um detector Geiger Müller.



Figura 1. Acelerador Clinac 600C - Varian [2].

Foram escolhidos seis pontos de interesse ao redor da sala, e atrás de barreiras primárias e secundárias. Para cada ponto, foram realizadas medições em três alturas diferentes: 0, 120 e 200 cm. Nestes pontos, foram conduzidas as medições das doses de radiação para verificar se os níveis de dose equivalentes obedecem aos limites estabelecidos pela Resolução CNEN n° 3.01 [3].

Resultados e Discussão

Os locais onde foram conduzidas as medições são indicados na Figura 2, que é a planta baixa da sala de tratamentos do Hospital do Câncer de Uberlândia.

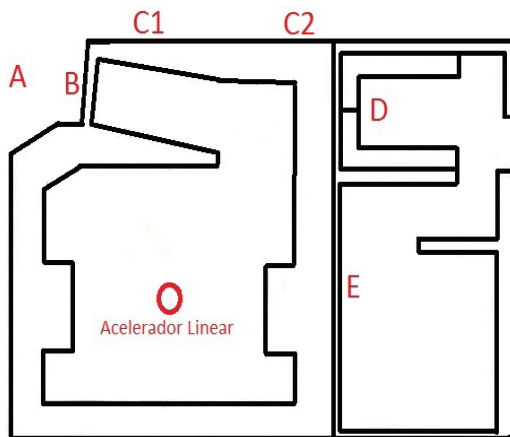


Figura 2. Planta da sala com indicações dos pontos escolhidos.

A descrição dos pontos mostrados na Figura 2 são dados pela Tabela 1.

Pontos	Descrição
A	Sala de Comando
B	Porta da Sala de Tratamento
C1	Sala de Espera (3 m da Porta)
C2	Sala de Espera (6,5 m da Porta)
D	Sala de comando da braquiterapia
E	Sala de tratamento da braquiterapia

Tabela 1. Descrição dos pontos escolhidos para a realização das medições.

O gantry do acelerador linear pode ser posicionado em diferentes ângulos, alterando desta forma, a direção do feixe primário de radiação. Neste estudo, os ângulos usados no gantry foram 0° , 90° , 180° e 270° de modo a simular sempre a maior taxa de exposição no local avaliado. Estas posições são ilustradas na Figura 3.

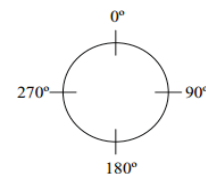


Figura 3. Ilustração dos ângulos utilizados.

O acelerador linear avaliado neste trabalho é um Clinac 600C - Varian. Durante as medições, o equipamento estava operando com uma energia de 6 MeV, e um campo de irradiação máximo de 39,5 cm x 39,5 cm. As medições obtidas em todos os seis pontos, nas três alturas diferentes são apresentadas na Tabela 2.

Pontos	Taxa de doses medida (mRem/h)			Média das taxas de dose (mRem/h)
	Altura1	Altura2	Altura3	
A	0	0	0	0
B	0,05	0,03	0,03	0,03
C1	0	0	0,02	0,02
C2	0	0	0	0
D	0	0	0,02	0,02
E	0,03	0,06	0,02	0,03

Tabela 2. Valores de taxa de dose em mRem/h medidas em três diversas alturas nos pontos indicados e a média dessas doses em cada ponto.

A partir das medições, foi possível calcular as doses equivalentes semanais. Os cálculos são baseados em informações das publicações do Instituto de Nacional do Câncer (INCA) [4].

O principal parâmetro necessário ao cálculo da dose equivalente semanal é a Carga de Trabalho (W). A carga de trabalho relaciona a quantidade de radiação produzida por uma máquina de tratamento num determinado intervalo de tempo, em uma dada distância, e é dada pela Equação 1.

$$W = \left(\frac{\text{Paciente}}{\text{dia}}\right) \times \left(\frac{\text{Dose}}{\text{Paciente}}\right) \times \left(\frac{\text{dias de funcionamento}}{\text{semana}}\right) \times N \quad (1)$$

sendo N o número de campos utilizados durante o tratamento.

Outro parâmetro importante é o tempo equivalente de uso do equipamento em horas/semana, para a taxa de dose utilizada nas medidas, e é dado pela Equação 2.

$$T_{uso} = \frac{W}{D_{nominal} \times 60} \quad (2)$$

A partir desses parâmetros é possível, obtermos as doses equivalentes semanais, dada pela Equação 3.

$$D_{sem} = L \times U \times T_{exposição} \quad (3)$$

sendo o fator de uso do equipamento que representa a direção do feixe de radiação, sobre a camada de proteção, a ser calculada; L é a leitura obtida com o detector Geiger Müller.

O Hospital do Câncer de Uberlândia possui, aproximadamente, 100 pacientes por dia; com funcionamento cinco dias por semana, utilizando aproximadamente 4 campos por tratamento com uma dose nominal de 200 cGy. A partir destes valores médios, é possível calcular as doses equivalentes semanais, utilizando a Equação 3. Os resultados são mostrados na Tabela 3.

Pontos	Dose semanal (mSv/semana)		
	Altura 1	Altura 2	Altura 3
A	0	0	0
B	0,0105	0,0063	0,0063
C1	0	0	0,0042
C2	0	0	0
D	0	0	0,0042
E	0,0063	0,0126	0,0042

Tabela 3. Valores das doses equivalentes semanais de cada ponto em mSv/semana.

Conforme a Tabela 3, todos os pontos avaliados da sala de tratamento estão em conformidade

com as restrições de dose estabelecidas na Norma CNEN 3.01 [3], que determina que os limites de dose devem obedecer aos seguintes valores:

- trabalhadores: 20 mSv/ano (0,4 mSv/semana) (média em 5 anos. Não pode exceder 50 mSv em um único ano);
- indivíduos do público: 1 mSv/ano (0,02 mSv/semana).

Para fins de planejamento de barreiras físicas de uma instalação, e para verificação de adequação dos níveis de radiação em levantamentos radiométricos, os seguintes níveis de equivalente de dose ambiente devem ser adotados como restrição de dose:

- áreas controladas: 5,0 mSv/ano;
- áreas livres: 0,5 mSv/ano.

Todos os pontos avaliados neste trabalho são considerados áreas controladas, e sendo assim, estão dentro dos limites permitidos.

Os maiores valores de dose medidos se encontram nos pontos E e B. Isso ocorre pois o ponto E está localizado na sala de tratamento de braquiterapia, e desta forma, esta medição possui uma contribuição adicional da fonte de braquiterapia de alta taxa de dose ali presente. Já no ponto B,

na altura 1, o valor é maior devido aos fótons que conseguem passar pela fresta da porta.

Conclusão

A partir desta avaliação, foi possível verificar que as blindagens, existentes na sala de tratamentos do Hospital do Câncer de Uberlândia, reduzem a intensidade de radiação a níveis recomendados pela legislação vigente. Desta forma, pode-se assegurar a segurança dos indivíduos ocupacionalmente expostos e do público que utilizam as dependências do hospital.

Agradecimento

Os autores Cintia A. Ribeiro e Lucio P. Neves agradecem à Fundação de Amparo à Pesquisa

de Minas Gerais pelo apoio financeiro (Projeto IC-FAPEMIG2015-0310).

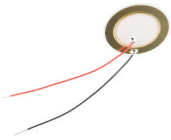
Referências

- [1] Ministério da Saúde. Secretaria Nacional de Assistência à Saúde. INCA. Coordenadoria de Programas de Controle do Câncer. Ações de enfermagem para o controle do câncer/ Rio de Janeiro: Ministério da Saúde, 1995. 240 p.
- [2] Varian Oncology Products. <https://www.varian.com/oncology/products/treatment-delivery/clinac-ix>.
- [3] Comissão Nacional de Energia Nuclear. Diretrizes básicas de proteção radiológica. CNEN NN 3.01, 2014.
- [4] Ministério da Saúde. INCA. Blindagem em radioterapia: técnica e normas. Rio de Janeiro, 2000.

CINTA DE EXPANSÃO TORÁCICA UTILIZANDO ARDUINO APLICADO NA FISIOTERAPIA RESPIRATÓRIA

Passo a passo para montagem do sensor

Sensor Piezo: Solde dois fios nos terminais do sensor piezo, um deles para saída GND e entrada A0 no Arduino.



Elástico para a cinta: Para segurar o sensor junto ao tórax do indivíduo utilize uma cinta elástica para prender junto ao tórax o sensor piezo.



Adilmar Coelho Dantas

Universidade Federal de Uberlândia – Nutec LAB 1X05

adilmarcoelho@hotmail.com

Hermes Gustavo

UFU - Nutec LAB 1X05

hermesneri@hotmail.com

Eduardo Kojy Takahashi

UFU - Nutec LAB 1X05

ektakahashi@gmail.com

Resumo

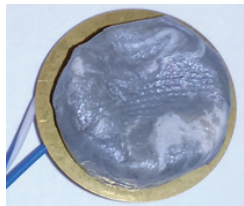
Este trabalho demonstra uma cinta de expansão torácica de baixo custo para capturar os impulsos elétricos gerados em um piezo no processo de inspiração e expiração. Estes dados foram utilizados para propor um jogo para ser utilizado na fisioterapia respiratória de crianças de forma dinâmica.

Palavras-chave: Sensor respiratório, cinta torácica, fisioterapia respiratória.

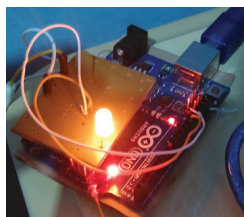
Introdução

Este projeto consiste no desenvolvimento de um sensor utilizado para indicar o momento de inspiração e expiração torácica. Este sensor converte movimentos de respiração peitorais ou abdominais em uma pequena tensão que fornece uma indicação clara, e confiável em formas de ondas de respiração. Além de fornecer uma medida qualitativa do esforço respiratório. Junto com este sensor de baixo custo e com codificação livre foi desenvolvido um software em forma de jogo para auxiliar na fisioterapia de crianças com problemas respiratórios de forma dinâmica e divertida que permite ao indivíduo mais conforto durante a sessão de fisioterapia. A cinta proposta é de baixo custo pois não leva nenhum tipo de microcontrolador específico ficando responsável por processamento a placa Arduino [1], uma prototipagem de Hardware livre e de baixo custo. A prática de exercícios respiratórios são fundamentais para melhorar a respiração e mobilizar os músculos ventilatórios [2].

Afixar sobre o sensor piezo uma base rígida: Essa base rígida sobre o sensor tem a finalidade de manter o sensor piezo sempre em contato com o tórax aumentando assim a superfície de contato.



Soldar o resistor e cabos de acordo com o circuito. Solde o resistor, LED e os respectivos cabos de conexão entre o Arduino e o sensor piezo em uma placa de fenolite perfurada.



Circuito

O circuito deste projeto é constituído de um sensor piezo de 27mm com frequência de ressonância de 4,2 kHz, este sensor será fixado no tórax do indivíduo através de uma fita elástica presa nas costas através de velcro em suas extremidades. Quando bem preso na região torácica o sensor piezo é capaz de converter os movimentos peitorais ou abdominais da respiração em pequenas tensões que quando tratadas em software fornecem uma indicação clara, e confiável em forma de onda permitindo identificar o processo de inspiração e expiração. A Figura 1 ilustra o sistema em utilização em um indivíduo com a respectiva localização do sensor.

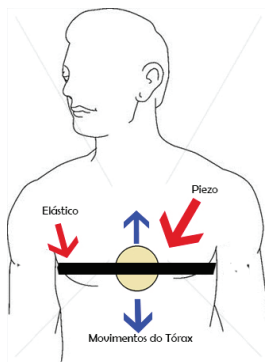


Figura 1. Representação do sensor torácico no indivíduo.

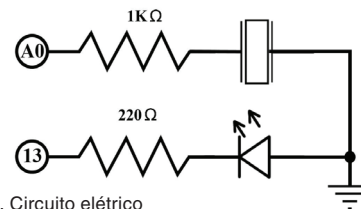
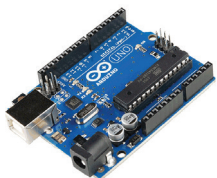


Figura 2. Circuito elétrico

Desenvolvimento

Para o processamento dos sinais foi utilizado o Arduino, um circuito integrado de baixo custo e de codificação aberta para desenvolvimento de projetos de eletrônica, e desenvolvedores das mais diversas áreas [3]. Escolhemos o Arduino por esses fatores econômicos, cujo principal objetivo do trabalho descrito neste artigo é um sistema simples e de baixo custo que seja capaz de capturar os movimentos torácicos em forma de ondas respiratórias. Além disso, o Arduino coloca à disposição uma plataforma de hardware já modelada, e reconfigurável via firmware dispensando em muitos casos os conhecimentos em eletrônica digital e arquitetura de microcontroladores em relação ao controlador da placa. Abaixo na figura 3 segue uma demonstração do protótipo para testes do circuito desenvolvido em *proto-board* com os respectivos componentes utilizados.

Programar a placa: Realizar a leitura e programação lógica, para que os dados coletados sejam tratados adequadamente e repassados para o jogo.



O último passo é realizar o tratamento destes dados graficamente: Para realizar esta parte pode se utilizar qualquer plataforma de interesse do desenvolvedor.



A codificação completa você encontra em <https://github.com/Adilmar>

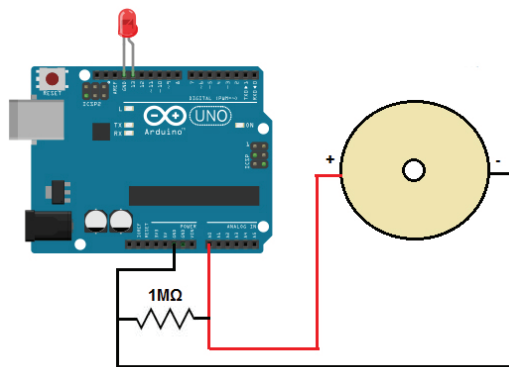


Figura 3. Esquema ilustrativo

Programação – Software

A programação do sistema foi realizada em DSL (domain specific language) uma linguagem baseada em C, com sintaxe bem similar. A programação consiste em capturar os impulsos elétricos gerados pelo piezo quando ocorre o movimento do tórax.

Um LED foi utilizado para ilustrar este processo de forma visual para o indivíduo e aplicador. Após esta leitura esses impulsos elétricos são repassados para uma interface desenvolvida em linguagem C#, uma linguagem de programação orientada a objetos desenvolvida pela Microsoft uma

combinação da linguagem C++ e Java [4] para geração de gráficos dinâmicos do processo de inspiração e expiração. Após tratado esses dados e exibidos para o usuário eles são repassados para a plataforma e jogo.

Jogo prático para fisioterapia respiratória

Como proposta de utilização desde sensor foi desenvolvido um jogo em linguagem C#, onde o principal objetivo é motivar a pratica de exercícios respiratórios em crianças. O jogo consiste basicamente em utilizar o sensor durante a pratica desses exercícios, caso o exercício seja realizado corretamente o usuário acumulará pontos. Assim, estes pontos ao atingir um ponto máximo estoura um balão na interface. O vencedor é aquele que estourar todos os balões em menor tempo conforme exibido na figura 4.



Figura 4. Interface do jogo para fisioterapia

Resultados

Para realização de testes com indivíduo selecionamos alunos aleatórios na Universidade Federal de Uberlândia após seu devido consentimento, este teste foi realizado com o objetivo de comparar os dados adquiridos em forma de gráficos a partir do nosso sensor e compara-los com os gerados por uma cinta torácica comercial. Os resultados gráficos foram considerados similares, porém não equivalentes devido ao fato dessas faixas comerciais possuírem filtros físicos em ní-

vel de hardware e não somente a nível de software, a figura 5 demonstra um dos gráficos gerados durante o processo de inspiração e expiração.

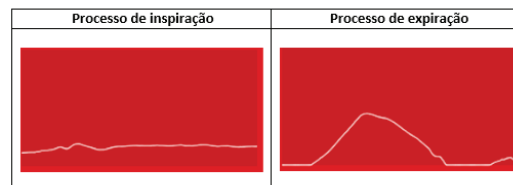


Figura 5. Gráficos obtidos durante o processo de inspiração e expiração

Observando a figura é possível notar a maior atenuação no sensor durante o processo de expiração devido ao relaxamento dos músculos da região torácica em resposta as contrações realizadas no processo de inspiração. A análise destes gráficos podem levar a diversos resultados como por exemplo a identificação de alguma insuficiência respiratória ou um estudo da respiração do indivíduo durante o sono.

Conclusões

Este trabalho demonstra que com componentes eletrônicos simples é possível desenvolver sensores biomédicos práticos para realização de experimentos e entendimento dos sensores existentes atualmente e que possuem as mesmas funcionalidades, além demonstrar como foi desenvolvido os primeiros conceitos de sensores para o tratamento de deficiências respiratórias.

Trabalhos futuros

O próximo passo será fazer realizar o sistema embarcado, para que os indivíduos possam utilizar o aparelho no dia a dia enviando dados coletados através de rede móveis para o acompanhamento e histórico clínico do mesmo. Utilizar o mesmo sensor em experimentos da análise do sono em indivíduo com problemas relacionados.

9. Referências

- [1] Arduino. Disponível em: <http://playground.arduino.cc/> acessado em 12 de março de 2015.
- [2] Tua Saúde. Disponível em: <http://www.tuasaude.com> acessado em 05 de abril de 2015.
- [3] Banz, Massimo. Primeiros passos com Arduino, 2 (2011).
- [4] Microsoft MSDN. Disponível em: <https://msdn.microsoft.com/> acesso em 15 de junho de 2015.

PROPOSTA DE UM PROTOCOLO EXPERIMENTAL PARA DETECÇÃO DE ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DE MÚSCULOS FACIAIS EM INDIVÍDUOS COM HANSENÍASE

Luciano Brinck Peres

Faculdade de Engenharia Elétrica
Pós-Graduação em Engenharia Biomédica
Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia-MG, Brasil

lucianolulu2@hotmail.com

Marlice Fernandes de Oliveira

Pós-Graduação em Ciências da Saúde
Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia-MG, Brasil

marlicefono@hotmail.com

Carlos Magno Medeiros Queiroz

Faculdade de Engenharia Elétrica
Pós-Graduação em Engenharia Elétrica
Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia-MG, Brasil

prof.carlosmagno@gmail.com

Isabela Maria Bernardes Goulart

Pós-Graduação em Ciências da Saúde
Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia-MG, Brasil

isagoulart@centershop.com.br

Adriano O. Andrade

Faculdade de Engenharia Elétrica
Pós-Graduação em Engenharia Biomédica
Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia-MG, Brasil

aoandrade@feelt.ufu.br

Resumo

A proposta deste trabalho é o desenvolvimento de um protocolo para coleta de sinais eletromiográficos da face visando a padronização da coleta de sinais de eletromiografia de determinados músculos faciais. Este protocolo mostrou-se eficaz para a captação de um sinal eletromiográfico quando aplicado a músculos da face.

Palavras-chave: Protocolo, hanseníase eletromiografia da face.

Introdução

O ser humano desenvolveu diversas maneiras de se comunicar com o ambiente e também com



Figura 1. Par separado.



Figura 2. Par em um mesmo encapsulamento.

outras pessoas. Uma destas maneiras é através das expressões faciais que são realizadas por meio do movimento dos músculos presentes na face. As emoções humanas podem ser facilmente observadas nas expressões faciais. Algumas pessoas apresentam esta característica de forma muito intensa. Sentimentos como raiva, angústia, desespero e medo podem ser notados de forma muito natural. Existem, por outro lado, situações que podem levar a perda desta capacidade de comunicar a emoção às outras pessoas e uma destas causas é a paralisia facial. Diferentes enfermidades podem acometer a inervação da face e ter como seqüela uma paresia ou uma paralisia facial. Em casos graves, em que existe ausência de movimento, considera-se uma paralisia e em casos menos extremos, em que o acometimento motor da face é parcial, considera-se uma paresia, e nestes casos, a pessoa não perde totalmente o movimento do músculo, mas apresenta uma dificuldade para movimentá-lo. O nervo facial, VII par craniano, é o responsável pela inervação dos músculos da mímica facial e pode sofrer alterações em seu percurso. Dentre as enfermidades que acometem os nervos periféricos encontra-se a hanseníase. A hanseníase é um nome dado

atualmente para uma das doenças mais antigas da humanidade, conhecida como lepra [1]. A lepra foi atribuída ao pecado que os homens cometiam contra Deus e foi muito tratada dentro do cristianismo e do judaísmo como uma das formas mais severas de punir o pecado humano. Sabe-se que a hanseníase é causada por um bacilo denominado *Mycobacterium leprae* [2]. A hanseníase não pode ser transmitida de pai para filho e sua evolução depende do sistema imunológico da pessoa infectada. Uma vez infectado e nos quadros mais evoluídos, o bacilo da hanseníase pode provocar a destruição da bainha de mielina do nervo, lenticificando a condução do impulso nervoso. O indivíduo começa a ter alterações sensitivas e motoras nas partes periféricas do corpo, tais como pés, mãos e face. Os principais músculos relacionados à expressão facial que são inervados pelo nervo facial são os músculos zigomáticos, os orbiculares dos olhos, o orbicular dos lábios e os frontais; e a investigação dos mesmos por meio da eletromiografia de superfície pode contribuir para um maior esclarecimento a respeito das características desta doença [3, 4]. Este estudo tem como objetivo desenvolver um protocolo específico que seja adequado aos músculos faciais de

pequenas dimensões e que por esse motivo oferecem dificuldade de captação fidedigna do sinal eletromiográfico.

Problematização

Quando se trabalha com músculos muito estreitos tais como faixa do zigomático e os orbiculares dos olhos, surge o primeiro desafio para a aquisição de sinais eletromiográficos que demonstrem com fidelidade a atividade muscular daquele músculo específico. Mesmo eletrodos feitos para crianças ou utilizados em neonatologia, não são devidamente desenvolvidos ou adaptados para este tipo de aplicação em específico. A grande maioria dos eletrodos encontrados no mercado é desenvolvida com o objetivo de utilização em músculos maiores e com outras finalidades, tais como: eletrocardiograma e eletroencefalograma. Em vista disso, foram necessárias adaptações com a finalidade de obter um sinal mais preciso e sem artefatos.

Posicionamento dos eletrodos

Para aquisição dos sinais foi utilizado um amplificador operacional diferencial que necessita da utilização de um par de eletrodos sobre um único músculo. Como já foi relatado anteriormente,

alguns músculos são estreitos e de área reduzida e este fato, associado ao grande número de músculos investigados, favorece uma situação de sobreposição que impossibilita uma coleta fidedigna. Para que se possa garantir que os eletrodos estão captando exatamente os sinais dos músculos desejados, os eletrodos foram adaptados para esta aplicação. Todos os eletrodos utilizados durante a coleta foram recortados de forma padrão com um diâmetro de 12mm. Existem matrizes de eletrodos e eletrodos a seco que são de um tamanho reduzido, mas o foco neste protocolo é o uso de eletrodos descartáveis. Para aquisição dos sinais está sendo utilizado um amplificador operacional diferencial, logo é necessário que um par de eletrodos seja posicionado sobre o músculo, o que aumenta ainda mais a área do rosto coberto pelos eletrodos. Os eletrodos para adultos possuem um raio de 40mm e quando cortados possuem um diâmetro de apenas 12mm. Todos os eletrodos utilizados durante a coleta são recortados de forma padronizada com um vazador de diâmetro de 12mm (Figura 3).

Cabeamento de aquisição

Neste estudo foi constatado que os dois fios de cada par oferecem uma praticidade maior no mo-



Figura 4. Eletrodos convencionais.



Figura 5. Eletrodos cortados.



Figura 3. Corte dos eletródos.

Relação sinal ruído

Como relatado anteriormente, foi necessário redimensionar os eletródos e os mesmos tornaram-se muito menores que os originais e em função disso,

mento do posicionamento e um conforto para o paciente se os pares estiverem em um mesmo encapsulamento como mostrado nas Figuras 1 e 2. Quando os pares estão em um mesmo encapsulamento, pode-se garantir que a distância entre o centro dos eletródos é uma distância conhecida e igual para todos os participantes criando assim uma padronização nas coletas (Figura 4 e 5). Esta distância pode também se adequar a realidade de cada músculo e de cada aplicação.

existia a possibilidade de que o sinal coletado não oferecesse uma boa relação sinal/ruído, porém isto não ocorreu. Observa-se no Gráfico 1 que o sinal apresenta uma relação que possibilita uma análise satisfatória dos sinais daquele músculo. O gráfico foi gerado pelo movimento do músculo orbicular do olho esquerdo em coleta realizada pelos autores do trabalho. No gráfico 1 o sinal foi coletado utilizando todos os métodos citados anteriormente com os eletródos descartáveis com 6 mm e os pares unidos em encapsulamentos únicos.

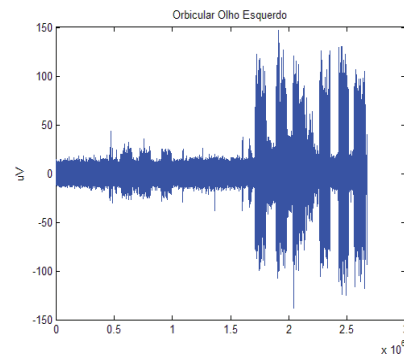


Figura 6. Sinal coletado.

Resultados

Passo a passo

O passo a passo utilizado para este protocolo foi o seguinte:

1. O participante deita na maca e então é passado abrasivo e álcool 70% sobre os locais da pele em que serão posicionados os eletrodos;
2. Os eletrodos são fixados no cabeamento;
3. É colocado o gel condutor sob os eletrodos;
4. Os eletrodos são posicionados no rosto do participante;
5. Uma fita microporo é colocada sobre o cabeamento para ajudar na fixação dos eletrodos;
6. Inicia-se a coleta.

Quando cortados, os eletrodos ficam aproximadamente 6 vezes e meia menor e perdem quase toda a sua superfície que adere a pele. Isto gera um problema para a fixação. Para contornar este problema foi usado um gel condutor adesivo e fita microporo. Esta solução mostrou-se eficiente e solucionou o problema da fixação dos eletrodos. Devido ao peso que os fios podem exercer sobre os eletrodos, é recomendado que o participante da pesquisa esteja deitado, porém o método também pode ser aplicado ao indivíduo sentado. O tempo para o posicionamento mostrou-se reduzido ao adotar o método de pares em um mesmo encapsulamento.

Conclusão

O uso de eletrodos descartáveis para a coleta de sinais eletromiográficos na face apresenta o problema do tamanho. Alguns músculos da face podem ser bem menores que o tamanho original dos eletrodos descartáveis. O sinal coletado com estes eletrodos adaptados apresenta uma boa relação sinal/ruído e garante ao paciente um desconforto bem menor no posicionamento dos mesmos visto que a superfície do rosto coberta é significativamente menor. A adoção de pares

fixos a um mesmo encapsulamento diminui a aleatoriedade que os pares soltos proporcionam, pois, a distância entre o centro dos eletrodos é conhecida e não pode ser alterada. Concluindo, este protocolo mostrou-se eficaz para a captação de um sinal eletromiográfico quando aplicado a músculos faciais de dimensões reduzidas na face de indivíduos portadores de hanseníase.

Referências

- [1] J. REVEL e J. P. PETER, "O corpo: o homem doente e sua história", in J. Le Goff e P. Nora, cds., *História: Novos Objetos*, Rio de Janeiro, Francisco Alves, 1988, p. 144.
- [2] E.E. Luka, "Understanding the stigma of leprosy", *SSMJ*, August, 2010, 3(3). Downloaded from www.southernsudanmedicaljournal.com.
- [3] SITTEL C, STENNERT E. Prognostic value of electromyography in acute peripheral facial palsy. *Otol Neurotol*. 2001; 22(1):100-4.
- [4] BERNARDES DFF, GOFFI-GOMEZ MVS, PIRANA S, BENTO RF. Perfil Funcional nos indivíduos com paralisia facial tratados em uma abordagem miofuncional. *Pró-Fono*. 2004; 16(2):151-8.

REVISÃO SISTEMÁTICA SOBRE A PRIORIZAÇÃO DE MANUTENÇÃO CORRETIVA EM AMBIENTES HOSPITALARES

Ana Caroline Pazeto¹
carolpazeto@gmail.com

Selma Terezinha Milagre¹
selma@eletrica.ufu.br

¹Universidade Federal de Uberlândia
Faculdade de Engenharia Elétrica
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.
Av. João Naves de Ávila, nro 2121
Uberlândia – Minas Gerais

Resumo

O objetivo deste trabalho foi realizar uma pesquisa sobre priorização de manutenção corretiva por meio de revisão sistemática. As bases de dados consultadas foram: *IEEE Xplore*; *Journal of Quality in Maintenance Engineering*; *Maintenance Technology*; *Journal of Software Maintenance and Evolution: Research and Practice* PEM (*Plant Engineering and Maintenance*); *Maintenance and Asset Management Journal*. Foram pesquisados artigos publicados no período de 2000 a 2015. Palavras-chaves utilizadas: “Prioritization of cor-

rective maintenance”, “corrective maintenance”, “Clinical Engineering”, “Hospital Equipment”, “electromedical” and “medical-care equipment”. Foram selecionados 8 artigos. Dentre esses, 4 artigos tratam sobre priorização utilizando fórmulas e valores e os demais utilizam metodologia mais empírica. Como resultado vê-se poucos trabalhos na área hospitalar e estes focam em minimizar os custos de serviços prestados e não o custo do tempo da inatividade e falha do equipamento. Conclui-se, que a área hospitalar necessita buscar experiências de outros setores para desenvolver metodologias de priorização da manutenção corretiva que se adequem à área da saúde. Esta pesquisa faz parte de um trabalho, em desenvolvimento, para elaborar uma metodologia de priorização da manutenção corretiva a ser implantado em um Estabelecimento Assistencial de Saúde, da rede SUS, de grande porte e alta complexidade.

Palavras-chave: *Manutenção Corretiva, Priorização, Engenharia Clínica, Equipamentos Médico-Hospitalares*

A. Método I

Um primeiro método de operação com critérios e dá valores a eles. Inicialmente faz-se um levantamento de todas as máquinas da indústria classificando-as em 4 categorias [7]. Os valores que qualificam as máquinas de um determinado grupo são calculados com base na Equação 1:

$$K_{\text{MODEL}} = W_p + \sum_{n=1}^3 W_{fn} + W_Q + W_S \quad (1)$$

Onde:

K_{MODEL} - valor de classificação final da máquina.

W_p - valor para a área do processo de produção.

W_{fn} - valor para a área de falhas com base em critérios sendo n a frequência de falhas, indo de 1 a 3.

W_Q - valor da área qualidade.

W_S - valor para a área de segurança.

Para cada setor foi dado um valor de acordo com as especificações e depois ao aplicar-se estes valores na fórmula, tem-se uma classificação final que diz a prioridade de cada equipamento.

Introdução

Ao longo dos últimos vinte anos, a gestão da manutenção mudou, talvez até mais que outras áreas de gestão. As mudanças são devido a um grande crescimento no número e variedade de ativos físicos que devem ter manutenções em todo o mundo [1].

Toda essa inovação trouxe uma carência de programas de gestão em manutenção. Essa gestão é necessária em qualquer setor onde existam equipamentos. Na área da saúde essa gestão é de suma importância já que os Equipamentos Médico-Hospitalares (EMHs) estão relacionados com a segurança, proteção e saúde dos pacientes [2].

Em tempos de mudanças, gestores em todo tipo de organização estão procurando por um novo modelo de manutenção. Os gestores querem evitar que aconteça a falha. Apesar do alto volume de recursos administrados, a gestão de tais recursos em países em desenvolvimento, *a priori*, é conduzida por administradores sem formação ou conhecimento sobre tecnologia médico-hospitalar. O Ministério da Saúde reforça essa ideia ao relatar que, “na maioria dos hospitais, os serviços de manutenção não são vistos como sendo de vital importância”, e complementa: “[...] muitos administradores não veem o cuidado com o equipamento médico e

a segurança que o mesmo é capaz de oferecer ao paciente como prioridades gerenciais” [2].

Dessa forma a função manutenção ainda não cresceu o suficiente. Na área da saúde esta estratégia começou a crescer nos últimos anos principalmente pelo crescimento da Engenharia Clínica [3]. A Engenharia Clínica é a responsável pela administração, controle e planejamento dos equipamentos nas unidades hospitalares [4].

Um dos grandes problemas encontrados por esses profissionais no processo de gestão das manutenções corretivas dos EMHs encontra-se na dificuldade em estabelecer um sistema de priorização que atenda satisfatoriamente às necessidades de usuários, dos setores e do Estabelecimento Assistencial de Saúde (EAS) como um todo.

Nesse contexto este artigo teve como objetivo realizar uma revisão sistemática, uma pesquisa de estado da arte, dos modelos de priorização da manutenção corretiva em ambientes hospitalares. O estudo faz parte de um trabalho maior que tem como finalidade definir uma metodologia para definição de um sistema de priorização em um EAS da rede do Serviço único de Saúde (SUS) de grande porte e alta complexidade.

B. Método II

O modelo apresentado neste método se baseia em um sistema inteligente da priorização de ordem de serviço [8].

Ao entrar no sistema, o pedido de manutenção é submetido a um teste de algoritmo especial que consiste de 6 fatores, cada um deles caracterizados com um valor numérico para o pedido. Esses fatores testam a importância do pedido baseado nos seguintes critérios: (1) função do equipamento, (2) localização de uso, (3) a carga sobre o setor que tem o dispositivo com defeito. (4) a presença de uma alternativa para o equipamento no hospital, (5) tempo desde que a manutenção foi solicitada e (6) distancia para o hospital mais perto que contem o mesmo tipo de equipamento para o qual a manutenção é pedida [8].

Metodologia

Esta pesquisa foi realizada no NIATS (Núcleo de Inovação e Avaliação Tecnológica em Saúde) da Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia, no período de janeiro a maio de 2015. Foi realizada uma revisão sistemática da literatura.

Para a busca dos artigos, foram consultadas as seguintes bases de dados eletrônicas: *IEEE Xplore*; *Journal of Quality in Maintenance Engineering*; *Maintenance Technology*; *Journal of Software Maintenance and Evolution: Research and Practice* (PEM) (*Plant Engineering and Maintenance*); *Maintenance and Asset Management Journal*.

Como critério de inclusão, os artigos deveriam: tratar sobre os temas “Priorização da manutenção corretiva”, “Manutenção corretiva”, “Equipamentos Hospitalares”, “Engenharia Clínica” e terem sido publicados entre 2000 e 2015.

Inicialmente leu-se o título do artigo e seu resumo. Se o artigo fosse considerado dentro do contexto do tema, o mesmo era capturado e armazenado em uma base de dados interna. Após a captura de todos os artigos que se encaixavam no perfil estipulado, foi feita uma breve leitura dos artigos.

Depois de analisar-se cada artigo, alguns foram selecionados para fazer parte deste trabalho. E

nesses artigos selecionados buscou-se na bibliografia citada outros artigos que se encaixassem nos critérios de inclusão desejados.

Resultados

Encontrou-se 91 artigos nas bases de dados pesquisadas. Na base de dados *IEEE Explore* obteve-se 5 resultados relacionados com equipamentos médicos e entre esses somente 3 foram selecionados para uma leitura inicial. Nas outras bases de dados não encontrou-se nenhum artigo no âmbito hospitalar, mas foram encontrados 86 artigos que se relacionavam com priorização da manutenção corretiva na indústria. Assim, capturou-se destas bases de dados 12 artigos para leitura inicial. Após leitura do título e resumo, selecionou-se 2 artigos dessas bases de dados. Analisando-se as referências bibliográficas dos artigos encontrou-se mais 1 artigo que corresponde ao objeto desta pesquisa. Portanto, no total selecionou-se 6 artigos que contemplam uma priorização tanto em ambiente hospitalares quanto em indústrias.

O primeiro artigo selecionado trata do método FIFO (*First-in-first-out*), ou seja, primeiro a entrar é o primeiro a sair. É o método mais comum usado para priorização de ordem de serviço para pedidos de manutenção. Este método consiste na execução da manutenção corretiva de acordo com a chegada do

Método III

Neste método são analisados 4 critérios que são subdivididos em mais 9 critérios. Inicialmente os 4 critérios são: Área de Produção, Área de Qualidade, Área de Segurança e Área de manutenção. Cada um desses critérios têm notas que variam de 1 a 4.

A Equação 3 mostra o cálculo do valor para classificar uma máquina em uma determinada categoria:

$$P = \sum_{n=1}^9 M_{nN} \quad (3)$$

Onde:

P - valor de classificação da máquina.

M_N - valor calculado de acordo com os 9 critérios.

A partir do valor da Equação 3 as máquinas são classificadas em A, B e C. A são as máquinas que requerem um controle especial, B máquinas que precisam de menos controle e C são máquinas que não precisam de um controle especial

serviço. O primeiro serviço a dar entrada no setor de manutenção será o primeiro serviço a ser executado.

O segundo artigo sugere uma metodologia focada nos equipamentos que representam maior risco aos pacientes, em vez de focar no equipamento com maior demanda de manutenção. Este método consiste em executar o serviço de acordo com o seu grau de risco. Por exemplo, se um equipamento médico-assistencial é do setor de suporte à vida, a manutenção deste equipamento será executada primeiro do que a de um equipamento que, apesar de ter um número maior de falhas, não apresenta um risco tão grande ao usuário/paciente [5].

O terceiro artigo sugere categorizar o sistema de acordo com seu nível de complexidade com um guia para o sistema de gestão, otimização e redução de custos, assim como propor uma regra base para substituição na priorização do equipamento em tempo real. Este método necessita que seja contemplado um sistema de gestão que a partir de indicadores consegue-se realizar uma categorização nos equipamentos visualizando a questão de redução de custos e, otimização. A partir disso, será realizada uma priorização de cada equipamento [6].

Nos três artigos restantes, os autores realizam a priorização por meio da aplicação de fórmulas que estão descritas nos itens A, B e C nas laterais.

Discussão

Como observado nos resultados, 4 artigos estão relacionados com a área médica e 2 com a área industrial. Os artigos da área industrial representam uma ideia que pode ser ajustada na área médica, mudando os critérios para que se adequem à área hospitalar. São métodos que já funcionam na área industrial e que a área hospitalar necessita aderir para que consiga minimizar os custos e aumentar a disponibilidade de equipamentos para o paciente.

Nos métodos I e III são utilizados modelos com fórmulas para criterizar a priorização. Na área hospitalar a utilização de fórmulas ou algoritmos para fazer essa criterização da priorização ainda é raramente utilizada, mesmo a nível mundial. Esse fato se deve pelo motivo que os hospitais ainda estão defasados em relação ao processo de gestão da manutenção. Mas, certamente é necessário que os Estabelecimentos Assistências de Saúde estude métodos já implantados em indústrias, bem como aqueles já implantados em outros EASS para definir modelos que se adequem à sua or-

ganização e levem ao aumento da disponibilidade dos EMAs, melhora no atendimento ao paciente e consequentemente o avanço na gestão hospitalar.

Conclusão

Existem inúmeros modelos que lidam com a otimização da manutenção preventiva, priorização da ordem de serviço e controle de qualidade no setor industrial, mas poucos trabalhos têm incidido sobre a aplicação destes modelos para o setor de saúde. Como resultado, muitos dos modelos existentes se concentram em minimizar os custos de serviços prestados e não o custo do tempo da inatividade e falha do equipamento.

Certamente este artigo virá ampliar a visão na área hospitalar em relação à questão discutida, já que traz tipos diferentes de priorização de manutenção corretiva, que pode ser aplicada a diferentes organizações de saúde, dependendo da sua complexidade.

Agradecimentos

Os autores agradecem à FAPEMIG pelo apoio financeiro para esta pesquisa.

Referências

[1] MOUBRAY, J. Reliability-Centered Maintenance. 2nd ed - Woodbine, NJ Industrial Press Inc., 1997. Disponível em: [\[books.google.com.br/books?id=3be2BgAAQBAJ&printsec=frontcover&hl=pt-PT&source=gbs_atb#v=onepage&q&f=false\]\(http://books.google.com.br/books?id=3be2BgAAQBAJ&printsec=frontcover&hl=pt-PT&source=gbs_atb#v=onepage&q&f=false\).](http://</p></div><div data-bbox=)

[2] SAÚDE – MINISTÉRIO DA SAÚDE, Capacitação a Distância em Gerenciamento da Manutenção de Equipamentos Médico-Hospitalares. Carta Convite 02/2000, Brasil, 2000.

[3] L.GOMES, P. DALCOL. “O papel da engenharia clinica nos programas de gerencia de equipamentos médicos: estudo em duas unidades hospitalares.” Memórias II Congresso Lationamericano de Ingeniería Biomédica, Habana 2001, La Habana, Cuba.

[4] BAULD, T. J. The Definition of Clinical Engineering. Journal of Clinical Engineering, v. 16, p. 403-405, 1991

[5] WANG, B., FURST, E., COHEN, T., KEIL, O. R., RIDGWAY, M., AND STIEFEL, R., Medical equipment management strategies. Biomed. Instrum. Technol. 40(3):233–237, 2006.

[6] YOUSSEF, N. F., and HYMAN, W. A., A medical device complexity model: a new approach to medical equip. Manag.. J. Clin. Eng. 34(2):94–98, 2009.

[7] N. F. OSHIYAMA, A. C. SILVEIRA, R. A. BASSANI, and J. W. M. BASSANI, “Medical equipment classification according to corrective maintenance data: a strategy based on the equipment age,” Rev. Bras. Eng. Biomédica, vol. 30, no. 1, pp. 64–69, 2014.

[8] N. HAMDY, R. OWEIS, H. ABU ZRAIQ, and D. ABU SAMMOUR, “An intelligent healthcare management system: a new approach in work-order prioritization for medical equipment maintenance requests.,” J. Med. Syst., vol. 36, no. 2, pp. 557–67, Apr. 2012.

[9] D. STADNICKA, K. ANTOSZ, and R. M. CHANDIMA RATNAYAKE, “Development of an empirical formula for machine classification: Prioritization of maintenance tasks,” Saf. Sci., vol. 63, pp. 34–41, Mar. 2014.

EFICIÊNCIA OPERACIONAL APLICADA AO FLUXO DE PACIENTES DE UMA UTI-ADULTO

Gustavo Rodrigues Lemos¹

gustavo.r.lemos@hotmail.com

Marco Tullio Alves Silva¹

alves.marcotullio@gmail.com

Marselle Lopes Lima¹

marselle.lima@gmail.com

Selma Terezinha Milagre¹

selma@eletrica.ufu.br

¹Universidade Federal de Uberlândia (UFU)

Faculdade de Engenharia Elétrica

Av. João Naves de Ávila, 2121

Uberlândia – Minas Gerais

Resumo

Diante da grande demanda por serviços de saúde, as organizações hospitalares necessitam, cada vez mais, aumentar seu nível de acesso, sem reduzir a qualidade e elevar significativamente os gastos. A eficiência operacional manifesta-

se como alternativa para melhorar os processos e otimizar o fluxo de pacientes. Neste trabalho foi feita uma pesquisa do fluxo de pacientes da UTI-Adulto de um hospital público de grande porte, por meio da análise de listas diárias de demanda por leitos e visitas ao setor. Problemas como demora na liberação de pacientes de alta, inexistência de uma unidade de terapia semi-intensiva, deficiência no mapeamento dos processos, falta de metodologias para antecipar a liberação de leitos, entre outros, foram identificados.

Palavras-chave: UTI, Fluxo de Pacientes; Eficiência Operacional; Estabelecimento Assistencial de Saúde.

Introdução

Uma das maiores dificuldades das instituições de saúde atualmente é controlar a elevada demanda sem elevar proporcionalmente os custos, necessitando oferecer maiores níveis de acesso e qualidade. As premissas básicas para a eficiência passam a ser a redução de custo, o aumento da

qualidade e mais admissões. A concepção de eficiência operacional é uma saída para a melhor gestão dos serviços prestados por uma organização hospitalar, estando relacionada à otimização da utilização dos recursos [1].

Em todo âmbito da saúde é fundamental trabalhar visando a excelência nos processos, incorporando valor e segurança à cadeia oferecida aos pacientes. Isso se concretiza a partir do estudo do fluxo do paciente, buscando adaptar a relação entre a capacidade e demanda por leitos [2]. A falta de controle dos fluxos na assistência pode gerar situações em que um paciente sem necessidade específica seja alocado em um leito crítico (em unidades de isolamento), ou fazer com que pacientes que necessitam de cuidados especializados não tenham leitos disponíveis quando necessitam [3].

Um dos setores que compõem o ambiente hospitalar é a Unidade de Terapia Intensiva (UTI). O aprimoramento da ocupação dos leitos em tal setor é sempre um processo de difícil solução, principalmente em hospitais públicos [4].

A indicação para a internação na UTI analisada neste trabalho se dá por meio de critérios de admissão que têm por finalidade priorizar, no pro-

cesso de triagem, internação dos pacientes que mais podem se beneficiar do tratamento intensivo, com o propósito de melhor alocar os recursos disponíveis. Diversas variáveis são utilizadas para classificação dos critérios de admissão: modelo por prioridade, por diagnóstico e por parâmetros objetivos. Assim, com o objetivo de analisar o fluxo de pacientes e sugerir soluções advindas da aplicação das técnicas de eficiência operacional, esta pesquisa envolveu-se com o problema diário da falta de leitos na Unidade de Terapia Intensiva em um hospital público que não suporta, de maneira saudável, a alta demanda.

Metodologia

O trabalho desenvolvido na UTI-Adulto do hospital público de grande porte foi iniciado mediante a realização de reuniões com a coordenação geral do setor. Devido à inexistência de um banco de dados das demandas, foi necessário acompanhar diariamente a Lista de Demanda por Leito para a UTI. Além disso, outra fonte de informações foi um caderno existente na secretária da unidade, no qual existem dados complementares sobre o fluxo dos pacientes.

A coleta de dados foi realizada de oito de janeiro de 2015 até oito de fevereiro do mesmo ano, totalizando um período de trinta dias. As listas estudadas, antes de serem enviadas à UTI, passam por uma triagem no setor de Gestão de Leitos do hospital. Por meio dos critérios de seleção, é possível indicar quais serão as admissões na UTI. Para o acompanhamento da disponibilidade e utilização dos leitos hospitalares, foram analisadas as seguintes métricas:

a) Giro de Leito: É a relação entre o número de pacientes que saíram do leito (altas e óbitos), durante determinado período; b) Altas; c) Óbitos; d) Admissões; e) Transferências; f) Leitos Vagos; g) Altas pendentes: Pacientes de alta que permanecem no leito de UTI.

Resultados e Discussões

A UTI-Adulto do Estabelecimento Assistencial de Saúde (EAS) abordado no trabalho é dividida em UTI Cirúrgico, UTI Neurológico e UTI Geral. A UTI Cirúrgico possui maior giro de leito, devido às condições dos pacientes pós-cirúrgicos e sua rápida recuperação. Já a UTI Geral é utilizada com maior frequência por pacientes de longa permanência, diminuindo assim a disponibilização de

novas vagas. O Gráfico 1 traz variáveis diárias do fluxo de pacientes da UTI.

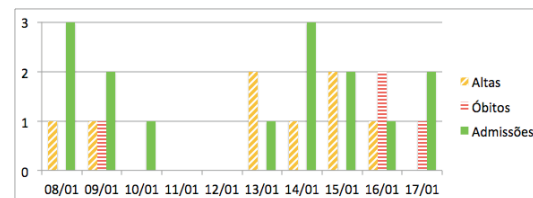


Gráfico 1. Número de altas, óbitos e admissões de 08/01 a 17/01 de 2015.

A variável relacionada ao número de admissões na UTI-Adulto é, teoricamente, a soma das ocorrências de óbitos e altas. Porém, em alguns momentos, como no dia 16 de janeiro o número de admissões é desproporcionalmente menor, se comparado às quantidades de altas e óbitos. Em vários outros dias a soma desses dois eventos não é igual ao valor de admissões, indicando que existem outros fatores que interferem nessa relação. No Gráfico 2 pode-se visualizar as ocorrências de altas pendentes, pacientes transferidos de leito dentro da UTI, bem como leitos vagos, em um período de dez dias.

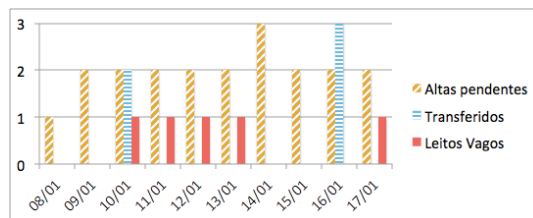


Gráfico 2. Altas pendentes, pacientes transferidos e leitos vagos na UTI-Adulto de 08/01 a 17/01, de 2015.

A ocorrência de altas pendentes nesta unidade de um dia para outro não necessariamente representam novos leitos em tal situação. Os pacientes, cujas altas foram dadas, geralmente continuam ocupando o leito, permanecendo por mais de um dia e mantendo o valor das altas pendentes. Observou-se também valores inferiores de admissões diárias aos dias imediatamente anteriores e posteriores aos finais de semana, indicando a baixa movimentação na UTI-Adulto neste períodos, devido à insuficiência de recursos humanos.

O processo de entrada e admissão na UTI melhorou nos últimos anos, com a adoção das listas de demanda, que são geradas por sistema computadorizado. O serviço de regulação interna da Central de Leitos é eficaz e agiliza os procedimentos

ao realizar a triagem da demanda. Mesmo com os avanços, a entrada de pacientes pode vir a apresentar lentidão, se a enfermagem demorar a recebê-los e no caso de não haver pessoas com prioridade 1 na lista de demanda. Tal fato é considerado comum, pois espera-se surgir pacientes com maior prioridade, antes de ocupar o leito por outros de menor prioridade.

A liberação de um leito após um óbito é, normalmente, rápida (até uma hora). Em contrapartida, não há emissão de um relatório no início do turno com as previsões de possíveis altas, dessa forma, o médico chefe da UTI deve executar este procedimento por busca ativa. A preparação da alta é demorada, principalmente devido à dúvida relacionada ao destino do paciente, ocorrendo então a já conhecida alta pendente. As altas pendentes são o maior problema, relacionado ao fluxo, da UTI-Adulto desta organização. Ao longo do estudo aconteceram cinco casos, sendo no mais longo deles o paciente aguardou por um novo local de remanejamento quatorze dias, estando de alta e sem equipamentos a ele conectados. No total foram cerca de 840 horas de ocupação desnecessária dos leitos, por pacientes de alta da UTI. Percebe-se então, o quão integrada deve ser

a gestão do fluxo de pacientes em um hospital. A disponibilidade da enfermaria para receber as pessoas vindas da UTI varia muito e por vezes é insatisfatória. Outro problema é que os pacientes em alta pendente piorarem suas condições, ao adquirirem infecções, prolongando a permanência no setor.

A proporção do número de vagas na enfermaria é ideal no EAS analisado, porém, a distribuição das vagas para os outros setores não é ideal. Já na Clínica Médica existem doze leitos, contra os trinta da UTI, não suportando então a vazão quando os pacientes se recuperam na unidade de maior complexidade. Desta forma, a UTI deve hoje preparar seus pacientes para irem direto de uma unidade de alta complexidade, para uma enfermaria, que possui poucos profissionais na assistência. A recuperação dessas pessoas deve ser muito boa, para que tenham condições de suportar essa mudança, como resultado, o tempo médio de permanência na UTI é elevado.

Conclusões

Motivado pelo aumento do tempo de permanência dos pacientes, o controle do fluxo necessita ser executado em busca da eficiência nas ope-

rações. Para impedir a progressão do tempo de permanência é fundamental reavaliar os procedimentos de admissão, tratamento e alta dos pacientes, e então, aumentar a oferta de vagas de forma sustentável. Uma das principais soluções para a diminuição dos gargalos no fluxo de pacientes na UTI seria a implantação de uma unidade de cuidados intermediários no hospital.

O primeiro e mais importante princípio estratégico de uma gestão de fluxo de paciente é ter uma visão de todo o sistema, ao invés de uma visão departamental. É necessário mapear os processos e desenvolver documentos que descrevam os procedimentos operacionais padrões. Por meio de treinamentos e estabelecimento de diretrizes, é possível visualizar os níveis de desvios dos processos e monitorar os indicadores de desempenho. O objetivo deve ser o de maximizar o rendimento do paciente (número de pacientes por unidade de tempo), enquanto minimiza-se simultaneamente os recursos globais necessários para servir àqueles pacientes dentro dos tempos de espera clinicamente aceitáveis e com alta qualidade de cuidados. Ferramentas de apoio, como, por exemplo, um sistema eletrônico de gerenciamento de leitos, podem aumentar significativa-

mente a visibilidade e a rotatividade dos leitos. Em um processo habitual de internação, a preparação para a alta só começa quando o paciente já está clinicamente apto a deixar o hospital e exige o cumprimento de extensa lista de tarefas, que levam a atrasos. A solução para evitar tais atrasos é iniciar as tarefas e o processo de preparação para alta no início da estadia do paciente.

Programas que objetivam a rápida recuperação dos pacientes com múltiplas condições crônicas devem ser aplicados, para maximizar seus rendimentos. Construir novos leitos para tal perfil de paciente, ou delimitar um número específico de leitos para tais, se possível, reduzirá os níveis de demanda reprimida e ampliará o acesso da comunidade aos serviços em saúde.

Referências

- [1] Hospital Israelita Albert Einstein. Curso EaD - Gestão eficaz do fluxo de Paciente. Disponível em: <http://www.einstein.br/EAD>. Acesso em: 29 de jan. 2015.
- [2] NHS Institute for Innovation and Improvement 2006-2012. Patient Flow. Disponível em: <http://www.einstein.br/EAD>. Acesso em: 29 de jan. 2015.
- [3] Hospital Albert Einstein. Case. A implementação de um programa de Gestão de Fluxo de Pacientes no Hospital Albert Einstein.
- [4] Institute for Healthcare Improvement. Optimizing Patient Flow. Disponível em: <http://goo.gl/QngWgQ>. Acesso em: 29 de jan. 2015.

ESTUDO E DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA INTEGRADO DE GESTÃO DE RESÍDUOS HOSPITALARES

Selma Terezinha Milagre¹

selma@eletrica.ufu.br

Adriano Alves Pereira¹

adriano@eletrica.ufu.br

Carlos Alberto Costa Júnior¹

carlos.conselt@gmail.com

Elisandro de Souza Batista

Setor de Controle Ambiental (SECAMB)

elisandrob@hc.ufu.br

Silvana Marie Mano

smmano@yahoo.com.br

Chrystian José Cunha Trindade¹

chrystian_ctrindade@outlook.com

¹Universidade Federal de Uberlândia (UFU)

Faculdade de Engenharia Elétrica

Av. João Naves de Ávila, 2121

Uberlândia – Minas Gerais

Resumo

A natureza, diversidade e periculosidade dos Resíduos de Serviço de Saúde (RSS) remete diretamente à Saúde Pública, pois propiciam o risco de contaminação dos trabalhadores e do meio ambiente. Isto torna evidente a necessidade de elaboração de alternativas para o gerenciamento destes resíduos. Assim, foram publicadas resoluções como CONAMA nº 358/05 e Resolução da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (Anvisa) - RDC nº 306/04, Lei nº 12.305, de 2 de agosto de 2010 (Política Nacional de Resíduos Sólidos) e Decreto nº 5940/2006 (Resíduo recicláveis). No processo de Acreditação Hospitalar a partir de 2010 os resíduos passaram a ser abordados de uma forma sistêmica em todas as subseções. Porém, apesar da relevância do tema, não existe ainda um sistema de informatização hospitalar estabelecido, que realize a gestão dos dados obtidos por meio do Plano de Gerenciamento de Resíduos de Serviços de Saúde (PGRSS), para ser disponibilizado para a rede SUS. Neste contexto, principal objetivo dessa pesquisa é o estudo e desenvolvimento de um modelo de instrumento de

governança para integração das informações advindas do Plano de Gerenciamento de Resíduos de Serviços de Saúde (PGRSS) por meio da elaboração de um sistema informatizado. Ressalta-se que o software ainda está em desenvolvimento.

Palavras-chave: Estabelecimento Assistencial de Saúde, Gestão de Resíduos Hospitalares, Software.

Introdução

Diante da atenção voltada ao meio ambiente, onde aos poucos a humanidade desperta para as futuras consequências que esse pode vir a sofrer em função das ações humanas, discute-se alternativas e práticas que minimizem a degradação do meio [1].

De acordo com [2] as instituições hospitalares são os maiores centros de produção de todo o tipo de resíduos, desde dejetos patológicos, substâncias tóxicas, inflamáveis e radioativas, além de papéis e lixo reciclável.

Segundo [3], os Resíduos de Serviços de Saúde (RSS), comumente associados à denominação “Lixo Hospitalar”, representam uma fonte de riscos à saúde e ao meio ambiente, devido principalmente à falta de adoção de procedimentos técnicos adequados no manejo do mesmo.

Porém, tão importante quanto os motivos que levaram a essa produção, é a disposição final dos resíduos no ambiente. Desse modo questões como transporte, locais de depósito e tratamentos realizados para reduzir os impactos, devem ser regidos pelas normas e procedimentos técnicos de que tratam a Resolução do Conselho Nacional de Meio Ambiente – CONAMA nº 237/97 [4].

A Resolução do CONAMA nº 358/05 [5], baseia-se na composição e características biológicas, físicas, químicas e inertes do resíduo e têm com objetivo levar ao adequado gerenciamento desses resíduos no âmbito interno e externo dos EAS (Estabelecimentos Assistenciais de Saúde).

Segundo [6] um sistema de gerenciamento de resíduos sólidos em um EAS leva a uma melhor destinação e tratamento para os RSS, melhora a qualidade de vida da população, a segurança dos profissionais, a minimização dos seus impactos no meio ambiente, gerando uma economia para a organização, pois esse gerenciamento, além de visar o uso adequado dos materiais para que não ocorra o desperdício e uma maior produção de resíduos, também faz crescer a conscientização de descarte correto, minimizando os custos de tratamento.

Essas questões são evidenciadas na Resolução da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (Anvisa) - RDC nº 306, de 7 de dezembro de 2004 [7] que dispõe sobre o Regulamento Técnico para o gerenciamento de resíduos de serviços de saúde. Em relação à gestão, a Resolução RDC nº 306 estabelece que a competência para monitorar e avaliar o PGRSS compete ao gerador de RSS, e que devem ser desenvolvidos instrumentos de avaliação e controle incluindo a construção de indicadores que sejam claros, objetivos, auto-explicativos e confiáveis, que permitam acompanhar a eficácia do PGRSS implantado.

Apesar de existirem softwares disponíveis no mercado não existe ainda um sistema de informatização hospitalar estabelecido, que realize a gestão dos dados obtidos por meio do Plano de Gerenciamento de Resíduos de Serviços de Saúde (PGRSS), para ser disponibilizado para a rede SUS.

A partir deste cenário o objetivo dessa pesquisa é desenvolver um sistema informatizado, livre, que possa ser utilizado como modelo que seja de utilização imediata no HCU-UFU e que possibilite a definição de um aplicativo nacional que integre todos os EAS da rede SUS.

Metodologia

O trabalho está sendo desenvolvido com base nos dados do PGRRS do Hospital de Clínicas de Uberlândia da Universidade Federal de Uberlândia (HCU-UFU).

A análise de requisitos foi feita em discussões com o usuário onde foram consultados os documentos (formulários, planilhas, relatórios) que o setor utiliza para realizar o controle de resíduos. A visita ao novo setor de resíduos do HCU-UFU também fez parte da análise de requisitos, pois permitiu visualizar como será o novo processo. Os usuários apresentaram os relatórios que são emitidos atualmente e também os que gostariam que fossem implementados no software. Uma requisição do usuário foi que a equipe ajudasse na escolha de uma balança para pesagem dos resíduos, para que o peso do resíduo fosse lançado diretamente no software, e que não houvesse interferência do profissional que realiza a pesagem e nem a necessidade de anotações. A equipe realizou essa pesquisa e passou as sugestões de balanças para o usuário.

Foram realizadas reuniões periódicas, mensais, do grupo de pesquisa para acompanhamento e direcionamento das atividades, discutindo-se a modelagem do banco de dados e a linguagem a ser desenvolvida.

Durante todo o desenvolvimento do software foram feitas reuniões com a equipe de Tecnologia de Informação do HCU-UFU que é responsável pelo desenvolvimento de software para que fossem esclarecidos os padrões utilizados (linguagem, Software Gerenciador de Banco de Dados, interfaces), como hospedar o software na intranet e outros.

A etapa de validação do sistema tem sido feita pela equipe durante todo o desenvolvimento do software até o momento. A equipe discutiu os requisitos, a modelagem do banco de dados, as interfaces que deveriam compor o software e também qual a melhor forma de entrada de dados (digitação, escolha por menus, campos obrigatórios, protegidos, etc). Iniciou-se também a discussão dos relatórios e gráficos que irão compor o software.

Foram realizadas reuniões com os usuários para inicialmente apresentar a modelagem do banco de dados. As tabelas e atributos foram apresentados esclarecendo-se todos eles para que o usuário compreendesse a modelagem, opinasse com novas ideias e também ajudasse a equipe, por meio de dúvidas, a entender melhor ainda todo o processo. O software, ainda em desenvolvimento, foi apresentado aos usuários para visualização inicial das interfaces e comprovação da funciona-

lidade do sistema. Serão ainda implementados cálculo de indicadores e gráficos que o usuário considere importantes.

Resultados e Discussões

A linguagem utilizada para desenvolvimento do software foi JAVA, que é uma das linguagens mais utilizadas atualmente, pois pode servir também como plataforma de desenvolvimento.

No início do projeto foi utilizada a plataforma NetBeans, contudo por instabilidades apresentadas em alguns testes essa plataforma foi substituída pelo JBoss Developer Studio versão 8.0.0. Essa mudança otimizou o trabalho e facilitou iniciar a criação do sistema integrado compatível com as especificações técnicas solicitadas.

Um novo anseio do usuário foi apresentado ao final da exposição dos módulos já desenvolvidos. Foi questionado se esse software poderia ser alterado para incluir um novo tipo de resíduo “Roupa Suja” para que fosse realizado um melhor controle, os dados fossem arquivados e fossem gerados relatórios também. A equipe respondeu que a princípio é possível e que uma análise mais detalhada seria feita para verificar se alguma alteração a nível de atributos não será necessária.

Na Figura 1 pode-se visualizar a tela inicial do software.



Figura 1. Tela Inicial do software.

Conclusões

Os módulos do software desenvolvidos até o momento estão de acordo com as resoluções vigentes e as necessidades apresentadas pelo usuário.

O usuário mostrou-se bastante entusiasmado com o software, até mesmo porque é um anseio antigo do setor que trabalha com várias planilhas e a confecção manual de relatórios e gráficos.

Agradecimentos

Os autores agradecem à FAPEMIG, CAPES, CNPq e ao HCU-UFU por tornarem possível a realização desse trabalho.

Referências

- [1] FERREIRA, K. A., OLIVEIRA, S. F. C. (2007) “Logística aplicada aos resíduos hospitalares e seu impacto ambiental: estudo de caso no maior hospital de uma capital nordestina”, In: Anais do IX ENGEMA – Encontro Nacional Sobre Gestão Empresarial e Meio Ambiente, Curitiba, 19-21 de Nov. <http://engema.up.edu.br/arquivos/engema/pdf/PAP0216.pdf>.
- [2] LONDOÑO, M. G.; MORERA, R. G.; LAVERDE, G. P. (2003), Administração Hospitalar. 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.
- [3] BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria Executiva. Projeto Reforço à Reorganização do Sistema Único de Saúde (REFORSUS). Gerenciamento de resíduos de serviços de saúde / Ministério da Saúde, Secretaria Executiva, Projeto Reforço à Reorganização do Sistema Único de Saúde. – Brasília: Ministério da Saúde, 2001.
- [4] BRASIL. Resolução nº 237, de 22 de dezembro de 1997, CONAMA. Dispõe sobre a revisão e complementação dos procedimentos e critérios utilizados para o licenciamento ambiental.
- [5] BRASIL. Resolução nº 358, de 29 de abril de 2005, CONAMA. Dispõe sobre o tratamento e a disposição final dos resíduos dos serviços de saúde e dá outras providências.
- [6] SOUZA, A. J.; PINHEIRO, B. P. J.; SILVA, M. S.; SOUZA, F. P. (2011) “Análise do sistema de gerenciamento dos resíduos de serviço de saúde: um estudo de caso no hospital “X” no Município de Campos dos Goytacazes RJ”, Perspectivas online – Ciências Exatas e Engenharia, v. 1, n. 2, p. 74-84.
- [7] AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. Resolução RDC 306 de 07 de Dezembro de 2004. Dispõe sobre o Regulamento Técnico para o Gerenciamento de resíduos de serviços de saúde. Brasília: Diário Oficial da União, 2004.

ANÁLISE DA RELAÇÃO ENTRE DISPONIBILIDADE E MANUTENÇÃO DOS MAMÓGRAFOS E TOMÓGRAFOS DO HCU-UFU

Gabriella Lelis Silva¹

¹Universidade Federal de Uberlândia (UFU)
Faculdade de Engenharia Elétrica
Av. João Naves de Ávila, 2121
Uberlândia – Minas Gerais
gabriellalelissilva@hotmail.com

Marcos Ferreira de Rezende²

Universidade Federal de Uberlândia
Bioengenharia – HCU-UFU
marcosfrezende@gmail.com

Wesley Martins Moura²

wesleym@hc.ufu.br

Rômulo Oliveira de Santi²

romulo.santi.hc@gmail.com

Adriano Alves Pereira¹

adriano@eletrica.ufu.br

Selma Terezinha Milagre¹

selma@eletrica.ufu.br

Resumo

Este trabalho apresenta uma pesquisa realizada no Hospital de Clínicas de Uberlândia da Universidade Federal de Uberlândia (HCU-UFU) a fim de identificar se o principal fator que afetou a disponibilidade dos Mamógrafos e dos Tomógrafos foram as manutenções realizadas nestes equipamentos médico-hospitalares. A metodologia utilizada foi dividida na análise de fatores que podem vir a afetar na realização dos exames de mamografia e tomografia, como: a demanda por estes tipos de exames, o modo de operação dos Mamógrafos e dos Tomógrafos, se houve treinamentos operacionais, a disponibilidade de profissionais e materiais necessários para realização dos exames e em pesquisas feitas no Sistema de Gerenciamento de Equipamentos (SisBiE) para verificar os Pedidos de Serviço de Manutenção. O período de análise foi de 2011 a 2013. Concluiu-se que para os mamógrafos a redução no número de exames foi devido à queda na de-

manda, porém para os tomógrafos a manutenção, entre outros fatores, influenciou a redução do número de exames realizados.

Palavras-chave: Equipamentos Médico-Hospitais; Mamógrafo; Tomógrafo; Manutenção; Disponibilidade.

Introdução

Nos últimos 20 anos a atividade de manutenção tem passado por mais mudanças do que qualquer outra atividade. Estas alterações são consequências de: aumento, bastante rápido, do número de diversidade dos itens físicos (instalações, equipamentos e edificações) que têm que ser mantidos; projetos muito mais complexos; novas técnicas de manutenção e; novos enfoques sobre a organização da manutenção e suas responsabilidades [1].

Para obtenção de sucesso, um Estabelecimento Assistencial de Saúde (EAS) deve ter uma gestão baseada em seis atividades: execução, supervisão, coordenação, planejamento, controle e decisão referente a processos específicos. Em Manutenção Hospitalar, o gestor precisa minimizar a descontinuidade (ou seu impacto) nos serviços prestados aos clientes que vão à busca da assistência médi-

ca [2]. Assim, os EASs buscam uma maior disponibilidade dos equipamentos médico-hospitalares e, para isto, é necessário uma boa gestão visando uma melhor produtividade dos mesmos.

O HCU-UFU é um EAS de média e alta complexidade sendo referência para uma população de mais de 2 milhões de habitantes de 86 municípios da macro e micro regiões do Triângulo Norte. Um dos setores que o HCU-UFU possui é o setor de Propedêutica, o qual conta com aparelhos de alta complexidade e de extrema importância, como os aparelhos de mamografia e tomografia. As imagens radiológicas proporcionam informações importantes para a decisão de futuros passos de diagnóstico, tratamento ou acompanhamento de um procedimento.

No caso de um desses equipamentos ficarem indisponíveis, a realização dos exames é prejudicada e conseqüentemente a população que necessita deste atendimento. Sendo assim, é necessário conhecer como os mamógrafos e tomógrafos funcionam e como são manuseados, se houve treinamentos operacionais e técnicos, a disponibilidade de profissionais e materiais necessários para realização destes exames, a demanda por exames e a análise de manutenção feita nestes equipamen-

tos para entender a causa dos motivos de queda da quantidade de exames realizados.

Neste contexto, o objetivo deste estudo foi realizar um estudo sobre a quantidade de exames de mamografia e tomografia realizados no HCU-UFU nos anos de 2011, 2012 e 2013 para verificar se houve relação entre a manutenção desses equipamentos e os decréscimos no número de exames realizados identificados em determinados períodos.

Metodologia

O período de análise desta pesquisa foi 2011 a 2013.

A realização deste estudo foi dividida em duas etapas:

- Análise de fatos que podem alterar a disponibilidade dos mamógrafos e tomógrafos: a demanda por exames, treinamentos dos técnicos, a disponibilidade de profissionais e materiais;
- Análise de pedidos de serviço de manutenção para cada mamógrafo e tomógrafo existente no período da pesquisa.

Para levantamento dos dados dos exames mamográficos e tomográficos foi feita uma pesquisa no setor de Estatística e Informações Hospitalares e

no Ambulatório do HCU-UFU, responsável pelo agendamento de exames de alta complexidade, como são os casos da mamografia e tomografia.

Após identificar a quantidade total de exames de mamografia e tomografia disponibilizada, foram feitas pesquisas para verificar a quantidade que realmente foi realizada. E, por fim, foi verificada a quantidade de exames cancelados pelo setor de propedêutica, uma vez que, esta pesquisa busca encontrar os motivos para estes cancelamentos.

Para avaliar a disponibilidade dos equipamentos de mamografia, foi necessário verificar os serviços realizados em cada mamógrafo e tomógrafo de modo a analisar seu tempo de utilização.

Para análise referente aos treinamentos, profissionais e materiais necessários, primeiramente foi feita uma pesquisa no setor da Propedêutica a respeito do modo de operação de cada equipamento. Foi avaliado se houve ou não interferências de erros operacionais, uma vez que a disponibilidade dos mamógrafos e tomógrafos depende, em parte, de como está sendo mantido. Além disto, é de extrema importância verificar se os profissionais responsáveis por realizar estes exames estão sempre disponíveis para atender a demanda do hospital.

E, por fim, foi feita uma pesquisa no setor para verificar a disponibilidade, durante o período da pesquisa, dos materiais que são necessários para realização de exames de mamografia e tomografia.

Resultados e Discussões

Os mamógrafos e tomógrafos neste trabalho serão citados pelo código em que estão cadastrados no SiBiE.

No ano 2011, havia 2 mamógrafos instalados e em operação, sendo estes os mamógrafos 1836, 7378. Após a retirada do Mamógrafo 1836 em 25/11/2011 para ser dado baixa, o Mamógrafo 9656 foi instalado para substituí-lo. De acordo com o SisBiE os mamógrafos 1836 e 7378 tiveram quatro PSMs e o mamógrafos teve dois PSMs no período analisado.

Em média são disponibilizados 50 exames por dia, porém, além do HCU-UFU, existem outros EAS que fornecem o exame de mamografia através do SUS e, por isto, no ano de 2013, houve redução de cinco vagas no período da manhã, uma vez que não existe demanda para esta quantidade de exames. A Tabela 1 traz a relação de disponibilidades e na Tabela 2 pode-se visuali-

zar os exames realizados e cancelados para os mamógrafos no período analisado.

De 2011 a 2013 o tomógrafos 757, 785, 9384 e 9605 tiveram seis, dez, cinco e seis PSMs, respectivamente. As Tabelas 3 e 4 trazem a relação de disponibilidades e os exames realizados e cancelados para os tomógrafos no período analisado.

	Jan	Fev	Mar	Abr	Mai	Jun	Jul	Ago	Set	Out	Nov	Dez	
Disponibilidade de exames de mamografia	2011	1058	1008	908	957	1109	957	1058	1059	1059	1008	1008	1109
	2012	1109	957	1109	1008	1109	1007	1109	1059	958	1109	1008	1007
	2013	995	813	904	949	949	904	1040	949	949	1040	904	948

Tabela 1. Disponibilidade de exames de mamografia no período de 2011 a 2013.

	Jan	Fev	Mar	Abr	Mai	Jun	Jul	Ago	Set	Out	Nov	Dez	
Realizados	2011	445	582	553	455	580	431	749	452	722	487	401	157
	2012	278	383	388	392	612	978	400	482	222	370	411	288
	2013	304	248	385	344	383	597	522	377	413	422	401	283
Cancelados	2011	2	1	3	1	1	3	4	4	4	0	0	1
	2012	0	2	1	0	3	3	3	2	1	3	5	1
	2013	2	3	3	1	0	2	3	1	27	8	8	2

Tabela 2. Quantidade de exames de mamografia realizados e cancelados no período de 2011 a 2013.

A demanda pelo exame de tomografia é alta, sendo que, praticamente todas as vagas disponibilizadas são agendadas e, o número de faltosos é baixo, segundo informações do setor de Propedêutica. Portanto, os cancelamentos destes exa-

mes podem ser devidos às manutenções, falta de material ou falta de profissionais.

	Jan	Fev	Mar	Abr	Mai	Jun	Jul	Ago	Set	Out	Nov	Dez	
Disponibilidade de exames de tomografia	2011	954	908	817	863	999	863	953	908	954	909	908	999
	2012	999	863	999	908	999	907	999	954	863	999	908	909
	2013	999	818	908	953	953	908	1044	953	954	1044	908	954

Tabela 3. Disponibilidade de exames de tomografia no período de 2011 a 2013.

Exemplificando, em 2012, os meses em que ocorreram os maiores problemas com falha nos tomógrafos foram em Agosto (5 dias parados) e Novembro (6 dias parados). Foram cancelados 24 e 37 exames, respectivamente. Em fevereiro e julho os tomógrafos ficaram parados 1 dia e, nesses meses foram cancelados 14 e 25 exames, respectivamente. Porém, não foi possível verificar a quantidade de exames cancelados devido somente aos dias parados porque não existem dados diários, só mensais. Por outro lado, nos meses em que os tomógrafos ficaram o tempo todo disponível, sem serviço de manutenção, também houve um grande cancelamento de exames, o que pode ser explicado por falta de material ou por falta de profissionais.

Conclusões

Foi possível concluir que para os Mamógrafos, as manutenções não foram as responsáveis pela queda no número de exames realizados, pois a demanda para esse tipo de exame é baixa e um equipamento supriu a demanda enquanto o outro estava em manutenção. Porém, diferentemente do caso dos Tomógrafos, onde os serviços de manutenção prejudicaram em parte a realização dos exames de tomografia.

Em relação aos tomógrafos pôde-se concluir que são equipamentos com baixo número de manutenções, porém as manutenções no período analisado levaram ao cancelamento de exames, mas a quantidade desses cancelamentos não pôde ser obtida devido à falta de dados. Constatou-se também que a falta de materiais e falta de profissionais devido ao período de greve afetaram a realização de exames.

	Jan	Fev	Mar	Abr	Mai	Jun	Jul	Ago	Set	Out	Nov	Dez	
Realizados	2011	1029	961	1044	1084	1285	1146	1195	1341	1258	1186	1195	1241
	2012	1235	955	1115	695	1188	1142	1143	818	199	1394	1296	981
	2013	1228	1215	1088	1206	1232	1255	1269	1199	1238	1355	1220	879
Cancelados	2011	13	26	12	26	33	25	24	31	24	14	21	28
	2012	19	14	23	10	25	32	25	24	7	37	37	31
	2013	22	23	29	16	17	27	31	21	36	35	29	11

Tabela 4. Quantidade de exames de tomografia realizados e cancelados no período de 2011 a 2013.

Assim, este trabalho mostrou a importância desse tipo de análise para evitar o cancelamento de exames tão importantes, como o de tomografia e mamografia, principalmente para os pacientes que buscam atendimento em EASs públicos. Por outro lado mostrou que é preciso melhorar a coleta de dados para que se possa chegar a resultados mais conclusivos e que permitam uma gestão eficaz e eficiente.

Agradecimentos

Os autores agradecem à FAPEMIG, CAPES, CNPq e ao HCU-UFU por tornarem possível a realização desse trabalho.

Referências

- [1] KARDEC, A.; NASCIF, J. Manutenção Função Estratégica. 2. ed. 4ª reimpressão. Rio de Janeiro: Qualitymark, 2007.
- [2] SOUZA, A. F. et al. Gestão de Manutenção em Serviços de Saúde. São Paulo: Blucher, 2010.

CADEIRA DE RODAS MOTORIZADA CONTROLADA POR VOZ

Jhone Roberto Guarda Santos

Núcleo de Tecnologias Assistivas,
Universidade Federal de Uberlândia – MG- Brasil

jhonerobertogs@gmail.com

Ludymila Ribeiro Borges

Núcleo de Tecnologias Assistivas,
Universidade Federal de Uberlândia – MG- Brasil

borges.ludymila@gmail.com

Eduardo Lázaro Martins Naves

Núcleo de Tecnologias Assistivas,
Universidade Federal de Uberlândia – MG- Brasil

eduardonaves@yahoo.com.br

André Candido Porto

Núcleo de Tecnologias Assistivas,
Universidade Federal de Uberlândia – MG- Brasil

andrecporto@gmail.com

Exequiel Kurt Keim

Núcleo de Tecnologias Assistivas,
Universidade Federal de Uberlândia – MG- Brasil

exekeim@gmail.com

Iohanna Wielewski de Souza Viginéski

Núcleo de Tecnologias Assistivas,
Universidade Federal de Uberlândia – MG- Brasil

iohanna_ws@hotmail.com

Resumo

Atualmente cerca de 13 milhões de brasileiros possuem deficiência motora. Visando ajudar a vida cotidiana dessas pessoas, a tecnologia assistiva propõe soluções para que possam ter uma maior independência e melhorias na qualidade de vida. Um dos recursos utilizados pela tecnologia assistiva no campo da mobilidade é a cadeira de rodas. Existem hoje diversas formas de controle para cadeiras de rodas. A proposta para este projeto é o uso do comando de voz, por meio do Ok Google, aplicativo utilizado em *smarthphones* que transcrever o áudio capturado para texto, e comandos enviados via Bluetooth para um micro controlador.

Palavras-chave: Tecnologia Assistiva; Cadeira de Rodas Motorizada; Comando de Voz; Ok Google.



Figura 1. Cadeira de rodas desenvolvida pela UFES [3]

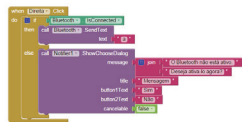


Figura 2. Diagrama de blocos para programação no MIT App Inventor.

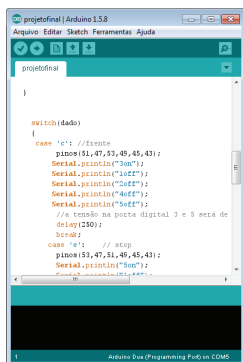
Introdução

Segundo dados do censo IBGE 2000 cerca de 10% da população possui algum tipo de deficiência, ou seja, 24,56 milhões de brasileiros apresentam algum tipo de incapacidade ou deficiência, e no ano de 2010 este número passou para 45 milhões de brasileiros, o que totaliza 24%. Segundo o mesmo estudo o número de pessoas com deficiência motora é superior a 13,2 milhões [1]. À medida que a população envelhece a proporção de pessoas com deficiência aumenta, surgindo novas demandas para atender as necessidades específicas, tanto na área da saúde quanto na área da tecnologia.

Visando atender as demandas do público em questão, surge uma área conhecida como Tecnologia Assistiva que tem como objetivo aplicar recursos e serviços que contribuem para proporcionar ou ampliar habilidades funcionais de pessoas com deficiência e consequentemente promover vida independente e inclusão. No Brasil o Comitê de Ajudas Técnicas propõe o seguinte conceito para tecnologia assistiva: “Tecnologia Assistiva é uma área do conhecimento, de característica interdisciplinar, que engloba produtos, recursos, metodologias, estratégias, práticas e serviços

que objetivam promover a funcionalidade, relacionada à atividade e participação de pessoas com deficiência, incapacidades ou mobilidade reduzida, visando sua autonomia, independência, qualidade de vida e inclusão social” [2].

Um recurso da tecnologia assistiva bastante utilizado na área da mobilidade é a cadeira de rodas, a qual tem sido customizada para atender as especificidades requeridas para cada tipo de deficiência e rotina do usuário. Existem hoje no mercado, cadeiras de rodas controladas por *joystick* (controle manual), controlada por sinal EMG e/ou EEG, por sopro-sucção, pelo movimento do globo ocular, pelo movimento da cabeça entre outros. Porém, dentre essas modalidades, apenas a comandada por *joystick* encontra-se prontamente disponível no mercado. Tal fato restringe a utilização da mesma aos usuários que possuem coordenação motora fina dos membros superiores. Neste sentido, diversos laboratórios de pesquisa têm desenvolvido estratégias alternativas para contornar o problema. Um exemplo clássico e promissor é a cadeira de rodas desenvolvida pela Universidade do Espírito Santo, que pode ser vista na Figura 1, onde se utiliza o movimento da cabeça, a piscada dos olhos, sopro-sucção,



```

    digitalWrite(13, HIGH);
    delay(100);
    digitalWrite(13, LOW);
    delay(100);
}

void loop() {
  int dado;
  case 't': //frente
    pinMode(11, OUTPUT);
    digitalWrite(11, HIGH);
    Serial.println("300");
    digitalWrite(11, LOW);
    Serial.println("300");
    Serial.println("300");
    Serial.println("300");
    //a tecla no pino digital 3 = 3 secc de
    delay(1200);
    break;
  case 't': // stop
    pinMode(11, OUTPUT);
    digitalWrite(11, HIGH);
    Serial.println("300");
    digitalWrite(11, LOW);
    Serial.println("300");
    Serial.println("300");
    Serial.println("300");
    delay(1200);
    break;
}
  
```

Figura 4. Interface do programa de implementação com trecho do algoritmo de processamento.

ondas de EEG, movimento dos olhos, movimento da cabeça e navegação automática para teste de qual método é o mais significativo.

Assim, este projeto trata da implementação de uma estratégia para controle de uma cadeira de rodas por meio de comandos de voz captados com auxílio de um *smartphone* e um aplicativo especialmente desenvolvido para a finalidade. Espera-se desta forma facilitar a mobilidade do usuário que apresente pouco controle motor nos membros superiores e inferiores, mas que possua controle sobre os músculos responsáveis pela fala.

Metodologia

Para implementação do comando de voz na cadeira de rodas, foi utilizado um aplicativo, via sistema operacional móvel *Android*, que executa o Ok Google. O sistema *Android* é utilizado por cerca de 80% da população mundial, com mais de um bilhão de usuários ativos e com mais de um milhão de aplicativos disponíveis [4]. Enquanto que o Ok Google consiste em um aplicativo de smartphone que realiza em uma pesquisa inteligente comandada por voz.

O desenvolvimento do aplicativo para o projeto foi realizado pela *MIT App Inventor*, uma plataforma

de desenvolvimento de aplicativos para Android que possui uma interface gráfica simples (Figura 2) e que foi desenvolvida pelo Instituto de Tecnologia de Massachusetts (MIT) com a intenção de expandir e facilitar a prática de programação.

Nomeado de “*Wheelchair Control*”, o aplicativo desenvolvido contém o comando de *Speech Recognizer* componente do aplicativo Ok Google que é o responsável por decodificar a fala do usuário para permitir o envio de um caractere, por exemplo, a consoante “a”. O caractere é então enviado via protocolo Bluetooth para uma plataforma *Arduino*, para que possa ser decodificado como um comando de movimento desejado para a cadeira motorizada. A associação dos diferentes caracteres aos comandos necessários para o controle da cadeira é feita por meio de um algoritmo implementado no microcontrolador existente no Arduino. O diagrama de blocos do sistema é apresentado na Figura 3.



Figura 3. Diagrama de blocos do projeto



Figura 5. Interface do aplicativo Wheelchair Control.

O aplicativo possui cinco opções de comando: frente, atrás, esquerda, direita e parar. E os comandos podem ser acessados por toque na tela ou fala. O acionamento por meio da fala pode ser habilitado de duas maneiras: (1) toque na imagem de um microfone projetada na tela ou (2) ao balançar o celular com o aplicativo aberto. Na opção de comando por voz, seja qual for o método de acionamento utilizado, o usuário possui o *feedback* de qual foi a palavra compreendida pelo aplicativo. Na opção de comando por toque na tela, o *feedback* ao usuário é realizado através da mudança da tecla de comando acionado para uma tecla de fundo verde e fonte de cor branca.

O algoritmo para o controle da cadeira de rodas (Figura 4) reconhece a intenção de movimento e gera as tensões [V] nos terminais de alimentação dos motores da cadeira, correspondente àquelas necessárias para execução do movimento desejado, conforme já estudado e apresentado em [5]. A tabela abaixo mostra as tensões requeridas para realizar cada movimento.

Pino	Parada	Frente	Trás	Direita	Esquerda
1	0V				
2	2,4V				
3	2,4V	3,8V	1V	2,4V	2,4V
4	2,4V	2,4V	2,4V	3,8V	1V
5	Alimentação (5V)				
6	Terra				
7	2,4V	3,8V	1V	2,4V	2,4V
8	2,4V	2,4V	2,4V	3,8V	1V

Tabela 1. Tensões para acionamento e controle da cadeira de rodas [5].

Resultados e Discussão

A interface final do aplicativo é apresentada na Figura 5. Ela foi elaborada de forma que o alcance da conexão Bluetooth não fosse prejudicado e, ainda, que o acesso aos comandos estivesse ergonomicamente confortável para o usuário. O dispositivo foi testado por diferentes usuários que não possuem deficiência motora e apresentou bom desempenho no reconhecimento das palavras de comando da cadeira. Uma limitação para esta aplicação é o ruído sonoro presente em determinados ambientes, que pode atrapalhar o reconhecimento, porém, este pode ser atenuado com a utilização de fones de ouvido com micro-

fores acoplados. A utilização do comando por voz necessita de conexão com internet, porém em algumas versões mais recentes do sistema Android, a função também pode ser utilizada em modo off-line se for feito o download do idioma que se deseja a conversão.

A comunicação entre o aplicativo e o arduino foi estabelecida com sucesso e o controle da cadeira foi realizado com sucesso.

Conclusão

O desenvolvimento de novas interfaces que permitam o controle mais fácil e confortável a muitos usuários que necessitam de alternativas de controle em dispositivos de reabilitação é uma área em crescente desenvolvimento. Para atender o maior número de usuários possível a interface deve agregar diversas opções de acionamento para o mesmo comando, pois cada usuário possui uma necessidade e adaptação diferente ao acesso de dispositivos de tecnologias assistivas. Neste sentido, o controle das funções básicas de uma cadeira de rodas motorizada por meio de comandos de voz foi realizado com êxito neste projeto.

Referências

- [1] Censo Demográfico 2010 – Resultados Preliminares da Amostra disponível em: <http://www.portaldeacessibilidade.rs.gov.br>
- [2] Conceito de Tecnologia Assistiva, acessado em julho de 2015 disponíveis em: <http://www.assistiva.com.br/tassistiva.html>
- [3] BASTOS-FILHO T., CHEEIN F., MULLER S. CELESTE W."- Towards a New Modality-Independent Interface for a Robotic Wheelchair", IEEE Neural Systems and Rehabilitation Engineering, pp. 567-584, Jun. 2013.
- [4] Dados do sistema operacional móvel Android, acessado em julho de 2015, disponível em: <http://www.tecmundo.com.br/sistema-operacional/60596-ios-android-windows-phone-numeros-gigantes-comparados-infografico.htm>
- [5] L. R. BORGES, L. S. FURTADO, G. D. L. S. JÚNIOR, A. A. J. FERNANDES, E. L. M. NAVES. Sinais eletromiográficos e eletrônica analógica aplicados ao controle de cadeira de rodas motorizada. XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica – CBEB 2014.

PROPOSTA DE FERRAMENTA PARA TREINAMENTO EM ANÁLISE DE MAMOGRAFIAS

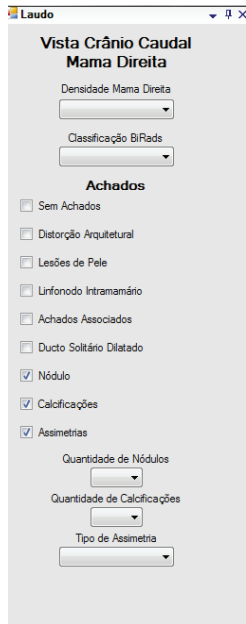


Figura 1. Janela de laudo das imagens

Rodolfo dos Santos Ribeiro

Universidade Federal de Uberlândia
Faculdade de Engenharia Elétrica
rodolfosant@gmail.com

Rianne Brito Venâncio

Universidade Federal de Uberlândia
Faculdade de Engenharia Elétrica
rianebvenancio@gmail.com

Ana Cláudia Patrocínio

Universidade Federal de Uberlândia
Faculdade de Engenharia Elétrica
ana.patrocinio@gmail.com

Abstract

In this paper we propose a tool to help medical residents in radiology to improve their performance in mammography analysis. Our work differs from others due to the ability to analyze previous results and propose the next exam to be diagnosed based on that. Also, our database is completely editable and so allows the medical

doctor in charge of the training to improve and complete information in any exam. We work with the latest edition of BiRads and all our images are from DR mammography in DICOM format.

Author Keywords: Mamografia; Educação; Treinamento; Análise de mamografias

Introdução

O câncer de mama é o tipo mais comum de câncer em mulheres do mundo todo, com 508 mil mortes em 2011 [10].

Estima-se que, em 2014 no Brasil, foram diagnosticados 57.120 novos casos, com 1.345 mortes causadas pela doença [7]. Comparando-se com países mais desenvolvidos, a taxa de sobrevivência em 5 anos ainda da doença ainda é baixa no Brasil. Enquanto na América do Norte é de 80% e na Suécia e Japão 60% [10], no Brasil este índice é de 52% [5, 6], mostrando que ainda temos muito o que avançar na área.

Assim como outras tecnologias de diagnóstico por imagem, a mamografia passou por alterações nos últimos anos. A mais notável delas é a substituição de aparelhos de tela filme por sistemas do tipo CR (Computed Radiography) ou DR (Digital Radiography), que vem ocorrendo tanto no Sistema público de saúde quanto no particular.

Apesar dos benefícios trazidos pelas novas tecnologias, elas exigem que o treinamento dos profissionais que analisam os exames de mamografia seja modificado, já que aspectos como o contraste das lesões e o ambiente em que são feitas as análises mudaram. O treinamento adequado dos profissionais que analisam os exames é de suma importância para a detecção precoce do câncer de mama [11].

Este trabalho tem como objetivo propor um Sistema de treinamento em análise de mamografias para profissionais residentes em radiologia. O sistema será baseado na tecnologia DR e deverá ajudar o profissional a melhorar alguns parâmetros como taxa de detecção de câncer, sensibilidade e especificidade.

Materiais e Métodos

O treinamento de médicos via sistemas de computador já é feito há alguns anos. Alguns trabalhos relatam sistemas voltados especialmente para mamografia. Em alguns deles, o foco é montar uma base de dados a mais detalhada possível para acesso dos residentes e análise das imagens [8] enquanto outros são mais completos, oferecendo ferramentas de laudo e visualização no próprio programa [1, 3, 4].

Todas as ferramentas estudadas têm em comum o fato de dependerem de um tutor acompanhando o treinamento do residente o tempo todo. A função deste tutor varia desde escolher quais exames devem ser analisados até corrigir as classificações feitas e orientar o aluno sobre como melhorar.

Outro problema comum encontrado foram as bases de dados limitadas. Para que o treinamento seja efetivo, é preciso que o estudante analise desde casos simples, considerados normais, até casos complexos em que as lesões são de difícil detecção. Toda a gama de possibilidade deve ser abrangida na base de dados.

O trabalho proposto pretende diminuir consideravelmente a necessidade de um tutor no treinamento do residente implementando um sistema

de sorteio de casos a serem analisados que leva em conta os erros e acertos cometidos anteriormente pelo estudante. Além disso, para superar o problema da falta de uma base de dados adequada, o programa contará com a possibilidade de edição da base de dados.

A base de dados contará apenas com exames feitos em aparelhos do tipo DR. As imagens serão no padrão DICOM e todas as informações sobre as lesões seguirão o que é indicado na normativa BI-RADS [9].

Resultados

O primeiro protótipo do programa já foi desenvolvido. Foram usados os exames da base de dados INBreast, da Universidade do Porto – Portugal [2]. Nela, estão contidos 90 casos compostos por 410 imagens no formato DICOM devidamente analisadas por profissionais qualificados. Apesar

desto, nem todos os parâmetros indicados pelo padrão BI-RADS são analisados nesta base de dados, que sofrerá alterações ao longo do tempo de utilização do programa.

A Figura 2 mostra a interface primária do programa, em que é possível visualizar as quatro vistas de um exame de mamografia, juntamente com controles de ajuste de brilho e contraste à direita. Neste protótipo, pode-se aplicar Zoom nas figuras e escolher entre outros dois tipos de visualização das imagens: somente uma ou duas imagens mostradas na tela. A aplicação destas ferramentas de manipulação de imagens em softwares de treinamento para radiologistas já se mostrou eficaz em outro trabalho [3]. A janela onde o residente realiza o diagnóstico será móvel na interface (Figura 1), fazendo assim com que ela não fique em uma posição que atrapalhe a visualização do exame.

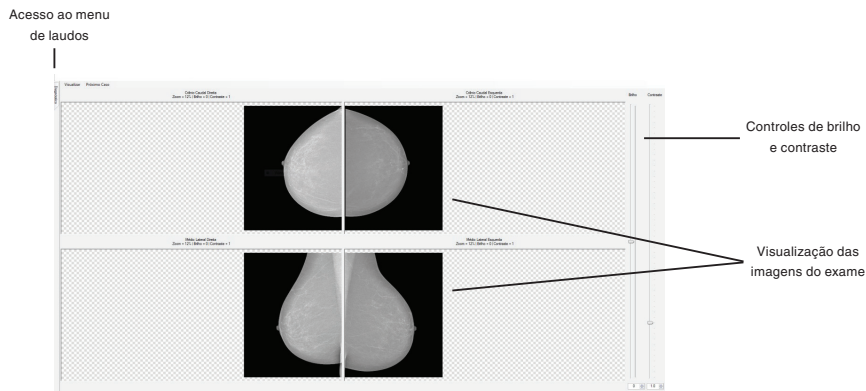


Figura 2. Interface inicial do programa

Conclusão

Este trabalho apresenta uma proposta diferente do que foi visto na literatura por dois pontos principais: menor participação de um tutor no treinamento do residente e pela base de dados que pode ser editada dentro do próprio programa.

O software será usado em um período de testes por residentes em radiologia. Durante este tempo, será possível analisar se houve melhora na sensibilidade, especificidade e taxa de detecção de câncer dos usuários, bem como ouvir sugestões

de melhoras na interface de acordo com as necessidades do dia-a-dia da prática médica.

O software será usado em um período de testes por residentes em radiologia. Durante este tempo, será possível analisar se houve melhora na sensibilidade, especificidade e taxa de detecção de câncer dos usuários, bem como ouvir sugestões de acordo com as necessidades do dia-a-dia da prática médica.

Agradecimentos

Agradecimento ao setor de mastologia do Hospital São Paulo, que se disponibilizou a nos ajudar no desenvolvimento e testes da ferramenta.

Referências

- [1] AZEVEDO, R.; LAJOIE, S. P. The Cognitive Basis for the Design of a Mammography Interpretation Tutor. *International Journal of Artificial Intelligence in Education*, n. 9, p. 32–44, 1998.
- [2] Breast Research Group – Universidade do Porto, Portugal (INBreast). Disponível em <<http://medicalresearch.inescporto.pt/breastresearch/index.php>>. Acesso em 6 de julho de 2015.
- [3] CHANG, M. et al. A Pilot Learning / Training / Teaching System of Mammography Screening for Radiologists. p. 581–586, 2006.
- [4] HARTSWOOD, M. et al. Reading the lesson: eliciting requirements for a mammography training application. *Proceedings of SPIE*, v. 7263, p. 72631D–72631D–9, 2009.
- [5] Instituto Nacional do Câncer - Ações e Programas sobre Câncer de Mama. Disponível em <http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/acoes_programas/site/home/nobrasil/programa_controle_cancer_mama/deteccao_precoce>. Acesso em 7 de julho de 2015.
- [6] Instituto Nacional do Câncer - Estatísticas sobre ocorrência e sobrevida de câncer no Brasil. Disponível em <http://www.inca.gov.br/situacao/arquivos/ocorrencia_sobrevida.pdf>. Acesso em 7 de julho de 2015.
- [7] Instituto Nacional do Câncer - Página sobre estatísticas de câncer. Disponível em <<http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/tiposdecancer/site/home/mama>>. Acesso em 7 de julho de 2015.
- [8] MARTÍ, J. et al. Mamodb: a Web-Based Tool for Training Radiologists in the Diagnosis of Digital Mammography Proceedings of EDULEARN Conference. Anais. Barcelona, Spain: 2011.
- [9] MONTICCIOLO, D. L. et al. The ACR/Society of Breast Imaging Resident and Fellowship Training Curriculum for Breast Imaging, Updated. *Journal of the American College of Radiology*, v. 10, n. 3, p. 207–210.e4, 2013.
- [10] Organização Mundial da Saúde - Estatísticas sobre câncer de mama. Disponível em <<http://www.who.int/cancer/detection/breastcancer/en/index1.html>>. Acesso em 7 de julho de 2015.
- [11] SCHUELLER, G., RIEDL, C. C., MALLEK, R., EIBENBERGER, K., LANGENBERGER. (2008). Image quality, lesion detection, and diagnostic efficacy in digital mammography: full-field digital mammography versus computed radiography-based mammography using digital storage phosphor plates. *European Journal of Radiology*, 67(3), 487–96. <http://doi.org/10.1016/j.ejrad.2007.08.016>

ANÁLISE DE CONFORMIDADES DO SETOR UTI-ADULTO DE UM ESTABELECIMENTO ASSISTENCIAL DE SAÚDE

Taciana Abdala Abrahão¹

taciana.abdala@gmail.com

Adriano Alves Pereira¹

adriano@eletrica.ufu.br

Selma Terezinha Milagre¹

selma@eletrica.ufu.br

¹Universidade Federal de Uberlândia (UFU)

Faculdade de Engenharia Elétrica

Av. João Naves de Ávila, 2121

Uberlândia – Minas Gerais

Resumo

Uma Unidade de Terapia Intensiva é uma área crítica que se destina à internação de pacientes graves, que demandam atenção contínua de profissionais especializados, determinados materiais e tecnologias indispensáveis ao diagnóstico, monitorização e terapia. Para que uma UTI desenvolva as suas atividades ela deve atender às legislações vigentes para o setor. Este trabalho

trata de uma pesquisa exploratória com o objetivo de avaliar as conformidades e não conformidades dos ambientes da Unidade de Terapia Intensiva (UTI) Adulto de um Estabelecimento Assistencial de Saúde (EAS) de grande porte e alta complexidade, conforme as Resoluções da Diretoria Colegiada RDC050/2002 e RDC07/2010 e também outras normas auxiliares. A metodologia proposta consistiu em um estudo minucioso dessas RDCs publicadas pela Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), na realização de diversas visitas ao ambiente de pesquisa para avaliações de requisitos exigidos nas normas, reuniões com profissionais do setor e engenheiros, medição das dimensões dos ambientes, temperatura e umidade, análise de equipamentos e outros itens que são citados nas resoluções. No geral, o setor de UTI do EAS apresentou-se bem organizado e em conformidade com as normas vigentes, porém algumas não conformidades nos aspectos funcionais dos ambientes e na infraestrutura elétrica foram observados.

Palavras-chave: Estabelecimento Assistencial de Saúde; UTI-Adulto; RDC050/2002; RDC07/2010.

Introdução

Atualmente um Estabelecimento Assistencial de Saúde (EAS) se torna cada vez mais complexo. Isso se deve ao desenvolvimento das tecnologias aplicadas aos equipamentos hospitalares que vem acompanhado do controle da educação continuada e treinamentos dos profissionais, à necessidade do controle de riscos de infecção, à manutenção do parque tecnológico e normatização desses estabelecimentos conforme as normas e resoluções que impõem exigências para o seu funcionamento.

Com base na verificação e regularização de um ambiente hospitalar, esse trabalho foi realizado na Unidade de Terapia Intensiva Adulto (UTI) de um EAS de grande porte e alta complexidade apoiando-se, principalmente, em Resoluções da ANVISA. Para que uma UTI desenvolva as suas atividades ela deve atender às legislações vigentes para o setor. As resoluções RDC050/2002 [1] e RDC07/2010 [2] tratam de disposições sobre o Regulamento Técnico para planejamento, programação, elaboração e avaliação de projetos físicos de EASs

e disposições sobre os requisitos mínimos para o funcionamento de uma UTI, respectivamente. Como complemento a essas resoluções e para maior entendimento das exigências, foi necessária a consulta de algumas Normas Brasileiras (NBR) publicadas pela Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) e de outras resoluções.

Metodologia

O trabalho foi desenvolvido com base na fiscalização do setor conforme a RDC050/2002 [1], RDC07/2010 [2], a Portaria nº3432/1988 [3] e as normas NBR 7256/2005 [4], NBR 10152/1987 [5], NBR 5410/2004 [6], NBR 13534/2008 [7] também foram utilizadas por conterem tópicos pertinentes a esse setor.

A metodologia de desenvolvimento desse trabalho foi dividida nas seguintes etapas: Estudo de cada RDC em questão; Levantamento das disposições exigidas por cada resolução que se enquadram no setor de UTI-Adulto; Reunião com a enfermeira coordenadora do setor para coletar informações relacionadas à quantidade de profissionais de cada área e a distribuição dos mesmos; Análise da UTI com base nos dados e exigências constantes nas resoluções; Medição

das dimensões de todos os ambientes exigidos pela RDC050/2002; Medição da temperatura em °C e da umidade presente em cada um dos 30 leitos incluindo o posto de enfermagem, usando o termohigrômetro da marca Inconterm; Questionamento e pesquisas com alguns enfermeiros e médicos do setor para coletar informações que não são aparentes e para saber suas reclamações e sugestões; Reunião com um dos Engenheiros do Setor de Engenharia Clínica para coletar informações pertinentes à infraestrutura, instalações e exigências da RDC050/2002.

Resultados e Discussões

De acordo com a Portaria nº 3432/1988, as Unidades de Terapia Intensiva são classificadas em tipo I, II ou III conforme sua complexidade, quantidade e aquisição de tecnologias, especialização e aumento dos recursos humanos e crescimento da área disponível. Considerando essa Portaria, a UTI-Adulto analisada quando aberta foi classificada como UTI do tipo II, mas depois de ter sido ajustada, essa deveria ter solicitado novo credenciamento e reclassificação. Porém essa reclassificação não foi realizada e este setor está funcionando como tipo III no ponto de vista de

equipamentos e de regulação, que define o tipo de pacientes que utilizarão os leitos. Com isso ela trabalha como III e recebe as verbas como tipo II, o que é incorreto visto que o valor recebido não supre seus gastos de UTI tipo III.

Com base nas normas já citadas e também com a obtenção do número de profissionais e quantidade de materiais e equipamentos no setor, foram analisados: dimensionamento, quantificação e instalações prediais, circulações externas e internas (corredores, portas, escadas, elevadores e rampas), condições ambientais de conforto (higrotérmico e qualidade do ar, acústico, luminosidade a partir de fonte natural), condições ambientais de controle de infecção (circulações de elementos sujos e limpos, barreiras físicas, colocação de lavatórios e compartimentos destinados à internação de pacientes adultos), instalações prediais ordinárias e especiais (elétrica, sinalização de enfermagem, gases medicinais, vácuo clínico, consumo de oxigênio, ar comprimido, vácuo e óxido nitroso), condições de segurança contra incêndio (setorização e compartimentação, aberturas e vias de escapes, sinalização de segurança, instalações de proteção contra incêndio), recursos humanos e recursos materiais.

O Quadro 1 exemplifica resultados obtidos para recursos materiais e quantidades mínimas.

Recursos Materiais	Conforme ?	Na UTI Adulto do HCU-UFU
Materiais para punção pericárdica	Sim	Kit farmácia
Monitor de débito cardíaco	Sim	Existem 10/12 módulos para o monitor
Eletrocardiógrafo portátil: 01 (um) equipamento para cada 10 (dez) leitos. Considerando 30 leitos de UTI: 3 eletrocardiógrafos	Não	Existem apenas 2 e não são exclusivos da UTI
Kit ("carrinho") contendo medicamentos e materiais para atendimento às emergências: 01 (um) para cada 05 (cinco) leitos ou fração contendo: ressuscitador manual com reservatório, cabos e lâminas de laringoscópio, tubos/câmulas endotraqueais, fixadores de tubo endotraqueal, cânulas de Guedel e fio guia estéril. Considerando 30 leitos de UTI: 6 "carrinhos"	Não	Existe apenas 1 para cada unidade, sendo 4 "carrinhos"
Equipamento desfibrilador e cardioversor, com bateria: 01 (um) para cada 05 (cinco) leitos. Considerando 30 leitos de UTI: 6 equipamentos	Não	Possui apenas 1 para cada unidade, estando presentes nos "carrinhos"
Marcapasso cardíaco temporário, eletrodos e gerador: 01 (um) equipamento para cada 10 (dez) leitos. Considerando 30 leitos de UTI: 3 marcapassos	Sim	Existe a quantidade determinada

Quadro 1. Recursos materiais e quantidade mínima para o funcionamento de uma UTI-Adulto, conforme RDC07/2010, em comparação com esse setor no EAS analisado.

Conclusões

Após estudo da RDC050/2002, RDC07/2010, de outras referências normativas e a utilização de suas exigências para verificação da UTI-Adulto, foi possível notar que vários requisitos não são atendidos. Essas não conformidades colocam em risco a saúde dos pacientes e dos profissionais que trabalham no setor, além de impossibilitar o funcionamento correto do mesmo.

Em primeiro lugar, sugere-se que seja feita a solicitação de reclassificação da UTI-Adulto que atende como complexidade III, mas está cadastrada na categoria II. Essa regularização permitirá o recebimento do valor da verba correspondente à complexidade do serviço prestado.

Medidas como adequar o quarto pavimento, onde se encontra a UTI-Adulto, quanto às condições de segurança contra incêndio citadas na RDC050/2002 são primordiais. Essas incluem: instalação de elevador de emergência adaptável para manobras do Corpo de Bombeiros, adequação das escadas de incêndio, sinalização nas paredes e pisos indicando o caminho para a saída e instalação dos sistemas de detecção de incêndio.

A partir desse trabalho foi possível verificar a ausência do IT médico nas instalações desse setor. Por ser uma instalação elétrica exigida para ambiente médico especializado em tratamento intensivo deve ser inserido na UTI-Adulto junto com o Dispositivo Supervisor de Isolamento (DSI). O IT médico diminuirá os riscos de choques elétricos em pacientes e garantirá que os equipamentos operem sem interrupções, caso haja um curto-circuito. Esse é um importante fator na proteção e manutenção da vida dos pacientes.

De acordo com o que pôde ser visualizado, a distribuição dos leitos nas unidades interfere negativamente no dimensionamento dos recursos humanos. Unidades contendo 9 leitos e 3 leitos, causa a necessidade de mais profissionais, conforme o dimensionamento da RDC 07/2010. Em vista desse fato, observa-se que até no momento de uma divisão funcional é necessário conhecer e recorrer às normas e resoluções. Hoje, o setor vive negativamente a consequência desse ato, pois existem profissionais que serão requisitados em razão de apenas um leito, o que é o caso de enfermeiro assistencial nas unidades 1, 2 e 3. A solução para esse problema seria o redimensionamento das unidades geral, cirúrgica e neurológica, que são dispostas paralelamente.

A quantidade de profissionais abaixo da mínima exigida, principalmente nos finais de semana, é um fator que acomete a atenção dada à saúde dos doentes, além de sobrecarregar alguns profissionais, que terão de suprir o déficit de pessoas na sua área, e prejudicar a qualidade dos resultados obtidos.

É possível perceber que várias irregularidades são mais simples de resolver do que outras. Mais simples, porém ainda complicadas, pois o hospi-

tal precisa de verbas, por exemplo, para regularizar a quantidade de profissionais e adquirir os equipamentos e materiais que não existem no setor ou que estão em falta.

Diversas não conformidades exigem tempo, pois obras serão necessárias para a correção como a implantação do IT médico e a reformulação do quarto andar para obtenção correta das condições de segurança contra incêndio, citadas na RDC050/2002. Entretanto são medidas que devem ser executadas.

Agradecimentos

Os autores agradecem à FAPEMIG, CAPES e CNPq por tornarem possível a realização desse trabalho.

Referências

- [1] BRASIL. ANVISA. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Resolução RDC nº050, de 21 de fevereiro de 2002. Dispõe sobre o Regulamento Técnico para planejamento, elaboração e avaliação de projetos físicos de estabelecimentos assistenciais de saúde.
- [2] BRASIL. ANVISA. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Resolução RDC nº07, de 24 de fevereiro de 2010. Dispõe sobre os requisitos mínimos para funcionamento de Unidades de Terapia Intensiva e dá outras providências.

[3] Ministério da Saúde. Portaria nº 3432/GM, 12 de agosto de 1988. Estabelece Critérios de Classificação para as Unidades de Tratamento Intensivo - UTI

[4] Associação Brasileira de Normas Técnicas. ABNT NBR 7256/2005. Tratamento de ar em Estabelecimento Assistencial de Saúde (EAS) – Requisitos para projetos e execução das instalações. Especificações: Segunda edição: 30.03.2005. ABNT: Rio de Janeiro, RJ. 22 páginas

[5] Associação Brasileira de Normas Técnicas. ABNT NBR 10152/1987. Níveis de ruído para conforto acústico. Especificações: ABNT: Rio de Janeiro, RJ. 4 páginas.

[6] Associação Brasileira de Normas Técnicas. ABNT NBR 5410/2004. Instalações elétricas de baixa tensão. Especificações: Segunda edição: 30.09.2004. ABNT: Rio de Janeiro, RJ. 209 páginas.

[7] Associação Brasileira de Normas Técnicas. ABNT NBR 13534/2008. Instalações elétricas de baixa tensão – Requisitos específicos para instalação em Estabelecimentos assistenciais de saúde. Especificações: Segunda edição: 28.01.2008. ABNT: Rio de Janeiro, RJ. 21 páginas.

PROPOSTA DE SISTEMA HÍBRIDO DE DE E RNA PARA BUSCA AUTO MÁTICA DE LESÕES HEPÁTICA SEM MDCT

Ricardo de Lima Thomaz

Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia, MG, Brasil
rlthomaz@outlook.com

João Eliton Bonin

Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia, MG, Brasil
jebonin@yahoo.com.br

Tulio Augusto Alves Macedo

Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia, MG, Brasil
tamacedo@hotmail.com

Ana Claudia Patrocínio

Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia, MG, Brasil
acpatrocínio@gmail.com

Alcimar Barbosa Soares

Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia, MG, Brasil
alcimar@ufu.br

Resumo

A identificação precoce de lesões hepáticas em imagens de tomografia computadorizada são essenciais para aumentar a sobrevida dos pacientes após tratamento clínico. Pesquisadores buscam otimizar este processo através do desenvolvimento de sistemas de auxílio ao diagnóstico baseados em algoritmos de segmentação e classificação de imagens. Entretanto, a dependência destes sistemas a uma boa segmentação pode aumentar a quantidade de falsos negativos, tornando o sistema inviável para detecção precoce de lesões. Assim, este trabalho apresenta a proposta de um sistema de busca automática de lesões hepáticas sem a dependência aos algoritmos de segmentação. Para isto, será construído um sistema híbrido entre um algoritmo de Evolução Diferencial (DE) com o uso de uma Rede Neural Artificial (RNA) como função de aptidão do algoritmo evolutivo. Uma vez que os algoritmos evolutivos apresentam características não-determinísticas, espera-se que o sistema seja eficiente na busca ampla por regiões com possíveis lesões, onde a

classificação da região se dará pela RNA. Embora este trabalho ainda seja uma proposta, podemos concluir, a partir da literatura, a importância de tal sistema caso o mesmo seja bem sucedido.

Palavras-chave: Busca automática; lesões hepáticas; tomografia computadorizada; evolução diferencial; redes neurais artificiais.

Introdução

Lesões hepáticas malignas, em especial o carcinoma hepatocelular (CHC), estão entre os tipos de câncer que mais matam em todo o mundo [2]. De acordo com o World Cancer Report 2014, o câncer de fígado é o segundo tipo mais letal, representado 745.000 óbitos no ano de 2012 [9].

A taxa de sobrevivência de pacientes com câncer hepático ressecionáveis está entre 20% à 40% para um período de cinco anos. Uma vez que a taxa de sobrevivência é dependente do tempo de identificação da lesão, a detecção precoce é de extrema importância para o tratamento clínico [4].

Com o objetivo de facilitar a identificação e o diagnóstico de lesões hepáticas e, assim, acelerar a detecção de lesões malignas, diversos pesquisadores focam no desenvolvimento de sistemas de

auxílio ao diagnóstico (CAD) baseados na segmentação e classificação de regiões suspeitas em imagens de tomografia computadorizada (CT) [7, 1, 11, 6].

Tais pesquisas são realizadas desde a década de 1990 [1] até a atualidade [6] e variam, de maneira simplista, apenas em relação às técnicas utilizadas para a segmentação do fígado, e possíveis lesões, e aos métodos de reconhecimento de padrões e classificação de lesões.

Apesar dos bons resultados obtidos na literatura, os sistemas desenvolvidos pelos pesquisadores são dependentes da qualidade da região de interesse a ser investigada, geralmente selecionadas através de algoritmos de segmentação de imagens. Esta dependência promove um aumento na quantidade de falsos negativos, uma vez que a separação correta de estruturas abdominais em CT é de extrema complexidade.

De modo a reduzir a dependência dos sistemas CAD aos algoritmos de segmentação em diagnóstico hepático, este trabalho tem como objetivo apresentar a proposta de um sistema automático de busca e identificação de lesões sem definição de regiões de interesse.

Materiais e Métodos

Para contornar a deficiência dos algoritmos de segmentação em imagens de alta complexidade, um sistema de busca não-determinístico poderá ser considerado como alternativa. Este sistema deve ser capaz de, através de um padrão conhecido, buscar similaridades e definir uma região de interesse, que posteriormente será classificada por um sistema próprio.

A busca aleatória de uma região de interesse pode ser realizada de diversas formas. Os algoritmos evolutivos, que fazem parte da área de inteligência computacional, possuem a vantagem de buscar por regiões ótimas através da relação e interação entre pontos com características já conhecidas, o que permite uma busca ampla e robusta. Dentre os diversos tipos de algoritmos evolutivos, este trabalho propõe o uso da evolução diferencial (DE) [10] como método de busca e otimização por possuir maior robustez na otimização de problemas multidimensionais.

Apesar dos algoritmos evolutivos possuírem boas respostas na otimização de problemas complexos, estes são dependentes da qualidade da função de aptidão do sistema. Esta função representa a similaridade entre objeto e objetivo e deve

ser descrita através dos conhecimentos sobre a problemática, sendo de altíssima complexidade para sistemas não-lineares e multidimensionais.

Uma maneira de definir a similaridade entre sistemas distintos é através do reconhecimento de padrões a partir de suas características. As redes neurais artificiais (RNA) são amplamente utilizadas com o objetivo de classificar lesões hepáticas através de diversas características em imagens de CT, uma vez que apresentam boas taxas de precisão e acurácia [8, 3].

Matematicamente, a resposta de uma RNA é a somatória complexa de atributos ponderados e pode, então, ser descrita como uma função que representa a similaridade entre as características de entrada e o padrão reconhecido. De outro modo, podemos dizer que a resposta de uma RNA representa a aptidão de um conjunto em relação a outro sistema e, então, pode ser utilizada como a função de aptidão para um algoritmo evolutivo.

Assim, tal rede será utilizada como função de aptidão de um algoritmo DE onde serão utilizados a posição de uma semente em imagens tomográficas (x ; y e z) e um raio de interesse (r) como parâmetros de otimização. Os valores destes parâmetros serão variados, de acordo com a teoria dos algoritmos evolutivos, até que seja obtido um

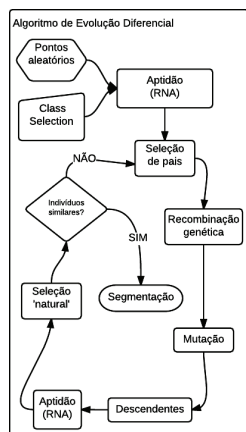


Figura 1. Sistema de busca e identificação de lesões hepáticas através de um algoritmo híbrido de Evolução Diferencial com a utilização de uma RNA como função para o cálculo da aptidão dos indivíduos (regiões). O diagrama representa um sistema de evolução genérico possuindo, em contraste aos outros algoritmos, uma função de aptidão baseada em um sistema de reconhecimento de padrões treinado.

conjunto ótimo, ou seja, uma região similar a de uma lesão em potencial. Daí, o conjunto será então definido como a região de interesse e classificado de acordo com o tipo de lesão presente.

A partir da utilização de RNA como função de aptidão em um DE poderemos construir um sistema de busca automática de padrões de lesões hepáticas em imagens de tomografia computadorizada. Este sistema, resumido no diagrama da Figura 1, consiste em uma RNA treinada com atributos de lesões hepáticas, posteriormente sendo utilizada como medida de aptidão para indivíduos (regiões) pertencentes à um algoritmo de evolução diferencial.

Resultados

De modo a otimizar os resultados esperados para este trabalho, a RNA será treinada utilizando-se exemplos de lesões hepáticas avaliadas por um especialista. As imagens, geradas por um tomógrafo multicanal (MDCT), possuem três fases temporais de contraste e serão utilizadas para o treinamento da rede uma vez que a variação dos padrões de lesão são realçados neste tipo de exame.

A partir deste sistema, espera-se que lesões hepáticas sejam identificadas independentemente

de qualquer algoritmo de segmentação e definição de regiões de interesse.

Discussão

Embora a utilização de exames de MDCT de múltiplas fases de contraste seja comprovadamente melhor no treinamento de algoritmos e na classificação de lesões hepáticas [5, 11, 8], é de extrema importância a sincronização espacial entre as imagens geradas. O menor deslocamento espacial entre as fases de contraste resultará em lesões também deslocadas e, portanto, desconectadas na análise de regiões de interesse. Tal problemática afetará profundamente o sistema caso o mesmo utilize a mesma região na análise em múltiplas fases, tornando-o inviável na busca e identificação de possíveis lesões.

Uma provável maneira de resolver o problema de sincronização consistirá em desconectar as regiões de análise entre as fases dos exames, permitindo regiões assíncronas, e adicionando uma medida de distância entre as regiões. Isto permitirá que o DE realize uma busca mais fina independentemente da sincronia espacial entre as imagens dos exames.

Conclusão

A dependência dos sistemas de auxílio ao diagnóstico aos algoritmos de segmentação de imagens, conforme observado na literatura, nos permite concluir a importância de uma nova metodologia de busca e identificação de regiões de interesse para detecção precoce de lesões hepáticas. Apesar das limitações discutidas neste trabalho, acredita-se no potencial do sistema em buscar lesões nos exames de MDCT. O sistema apresentado neste artigo é, ainda, apenas uma proposta e se encontra em fase de desenvolvimento.

Referências

- [1] E. Liang CHEN, Pau Choo CHUNG, Ching Liang CHEN, Hong Ming TSAI, and Chein I. CHANG. 1998. An automatic diagnostic system for CT liver image classification. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 45, 6 (1998), 783–794.
- [2] S.A. CURLEY. 2012. *Liver Cancer*. Springer New York.
- [3] Miltiades GLETSOS, Stavroula G MOUGIAKAKOU, George K MATSOPOULOS, Konstantina S NIKITA, Alexandra S NIKITA, and Dimitrios KELEKIS. 2003. A computer-aided diagnostic system to characterize CT focal liver lesions: design and optimization of a neural network classifier. *IEEE transactions on information technology in biomedicine: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* 7, 3 (2003), 153–162.
- [4] A. HAYAT. 2009. *Methods of Cancer Diagnosis, Therapy, and Prognosis: Liver Cancer*. Springer Netherlands.
- [5] Seung Kwon KIM, Jae Hoon LIM, Won Jae LEE, Seung Hoon KIM, Dongil CHOI, Soon Jin LEE, Hyo K LIM, and Hana KIM. 2002. Detection of hepatocellular carcinoma: comparison of dynamic three-phase computed tomography images and four-phase computed tomography images using multidetector row helical computed tomography. *Journal of computer assisted tomography* 26, 5 (2002), 691–698.
- [6] S.S. KUMAR, R.S. MONI, and J. RAJEESH. 2013. An automatic computer-aided diagnosis system for liver tumours on computed tomography images. *Computers & Electrical Engineering* 39, 5 (2013), 1516–1526.
- [7] S.G. MOUGIAKAKOU, I. VALAVANIS, K.S. NIKITA, A. NIKITA, and D. KELEKIS. 2003. Characterization of CT liver lesions based on texture features and a multiple neural network classification scheme. *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (2003)*, 1287–1290.
- [8] Sharmili ROY, Yanling CHI, Jimin LIU, Sudhakar K VENKATESH, and Michael S BROWN. 2014.
- [9] Three-Dimensional Spatiotemporal Features for Fast Content-Based Retrieval of Focal Liver Lesions. 61, 11 (2014), 2768–2778.
- [10] B W STEWART and C P WILD. 2014. *World Cancer Report 2014*. Technical Report. 953 pages.
- [11] R STORN and K PRICE. 1997. Differential evolution - A simple and efficient heuristic for global optimization over continuous spaces. *Journal of Global Optimization* 11, 4 (1997), 341–359.
- [12] Tetsuji TAJIMA, Xuejun ZHANG, Teruhiko KITAGAWA, Masayuki KANEMATSU, Xiangrong ZHOU, Takeshi HARA, Hiroshi FUJITA, Ryujiro YOKOYAMA, Hiroshi KONDO, Hiroaki HOSHI, Shigeru NAWANO, and Kenji SHINOZAKI. 2007. Computer-aided detection (CAD) of hepatocellular carcinoma on multiphase CT images. *Proceedings of SPIE* 6514 (2007), 65142Q–65142Q-10.

PROCEDIMENTO OPERACIONAL PADRÃO PARA MANUTENÇÃO PREVENTIVA DE ESTAÇÕES DE ANESTESIA

Brunna N. R. de Castro¹

brunnabiomedica@hotmail.com

Camille Marques Alves¹

alves.camille@hotmail.com

Iohanna W. de Souza Viginéski¹

iohanna_ws@hotmail.com

Nathalia Lais Mazotti¹

nathalia.lmazotti@hotmail.com

Selma Terezinha Milagre¹

selma@eletrica.ufu.br

Carolina Mendes de Godoi

Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica (PP-GEB) - Universidade Federal de Uberlândia (UFU)

carol.mgodoi@hotmail.com

¹Universidade Federal de Uberlândia (UFU)

Faculdade de Engenharia Elétrica

Av. João Naves de Ávila, 2121

Uberlândia – Minas Gerais

Resumo

Inúmeras tecnologias estão sendo utilizadas na área da saúde atualmente. Manter os equipamentos médico-hospitalares disponíveis com qualidade e segurança é fundamental para o bem estar do paciente. Assim, a manutenção preventiva torna-se imprescindível para atingir esses objetivos e, uma das ferramentas que tem sido utilizada para realizá-la é o Procedimento Operacional Padrão (POP). Nesse contexto, o presente estudo traz a confecção de um POP de manutenção preventiva em Estações de Anestesia. O presente estudo foi realizado em um Hospital de grande porte localizado na cidade de Uberlândia, Minas Gerais, Brasil, conforme autorização e acompanhamento técnico para a realização de qualquer procedimento.

Palavras-chave: Manutenção Preventiva, Procedimento Operacional Padrão, POP, Estação de Anestesia, Manutenção.

Introdução

A palavra e conceito manutenção tem sofrido grandes mudanças nos últimos tempos [1]. O aumen-

to de complexidade e a grande inserção da automação, nos mais diversos sistemas de produção, enfatizam a grande importância da manutenção, a fim de manter níveis de desempenho desejados, reduzir as paradas não planejadas e os altos custos provenientes destas [1]. A manutenção surgiu juntamente com o maquinário na Revolução Industrial, por volta de 1800. Durante este período, só era realizada a manutenção após alguma falha, além das máquinas serem sobredimensionadas, não havendo concorrência e preocupação com prazos [2].

No período pós-guerra, por volta de 1950, a tolerância com atrasos diminuiu e a exigência produtiva aumentou. Nessa fase, os equipamentos passaram de simples e robustos a complexos, exigindo uma metodologia mais apurada de manutenção. Surgiu então, a Manutenção Preventiva, caracterizada pela substituição sistemática de itens baseada em intervalos ou ciclos predeterminados. Essa evolução foi inevitável, sobretudo pelas exigências de mercado, que determinaram, em virtude da globalização e da concorrência internacional, a necessidade de redução de custos, ocasionando o aperfeiçoamento dessa área [2].

Embasado por esses conceitos, a área hospitalar vem acompanhando essa tendência global na in-

corporação de novas tecnologias, provocando inúmeras transformações, e tornando essa tecnologia cada vez mais confiável. Em muitos casos, o aumento foi tão significativo a ponto de colocar a atuação do médico quase que totalmente dependente de variáveis e resultados fornecidos por ela [3].

Apesar das necessidades de manutenção da tecnologia terem diminuído, houve um aumento do número de equipamentos, bem como no desempenho e normas de segurança, juntamente às necessidades constante de prevenção das falhas ou de suas consequências [4,5,6], da redução dos custos de manutenção e do aumento da disponibilidade e confiabilidade de equipamentos médico-hospitalares (EMH), exige uma gestão qualificada e especializada.

O atendimento a essas necessidades pressupõe uma mudança de visão da função manutenção. Se, antes, a eficiente realização de um procedimento de manutenção na restauração de algum item satisfazia às necessidades, hoje o que se espera é que a manutenção seja eficaz.

Para que seja realizada uma manutenção preventiva adequada do equipamento é necessário ter conhecimento do equipamento e de suas necessidades. Com base nisso, tem-se usado Procedi-

mentos Operacionais Padrão (POPs) para estruturar todos os passos a serem seguidos durante a manutenção. O POP nasceu da mecanização dos processos industriais, com o objetivo de padronizar e minimizar a ocorrência de desvios na execução de tarefas fundamentais para o funcionamento correto do processo, assegurando que as ações tomadas para garantir a qualidade sejam sempre as mesmas, aumentando assim a previsibilidade dos resultados e minimizando as variações causadas por imperícias e adaptações aleatórias.

Um dos equipamentos médico-hospitalares de grande importância dentro de um EAS é o aparelho de anestesia. É composto de vários itens integrados entre si, cuja função essencial é de administrar gases durante a anestesia inalatória. Esta integração se torna essencial para a monitoração simultânea dos fluxos de gases que são expirados e inspirados, além do controle de volumes, da corrente e pressões, por exemplo.

O aparelho de anestesia é dividido basicamente em três partes: o sistema respiratório, o respirador e a seção de fluxo contínuo. O respirador é também conhecido como ventilador e possui função de fornecer ou complementar a ventilação pulmonar. O fluxo contínuo faz a junção dos gases e

vapores anestésicos que vão para o paciente. Por fim, o sistema respiratório é o conjunto onde os gases e anestésicos podem ser direcionados de forma controlada, por dispositivos em conexões com a via aérea do paciente.

Assim, o objetivo desse trabalho foi desenvolver um POP de manutenção preventiva para uma estação de anestesia que faz parte do parque tecnológico de um grande EAS público.

Metodologia

O estudo desenvolveu-se em várias etapas, que foram itens essenciais para o tema final. A pesquisa foi iniciada através de uma revisão teórica sobre a necessidade de realizar manutenções em equipamentos médicos hospitalares. Para isso, normas técnicas e legislação brasileira vigente foram consultadas, além de um amplo estudo no âmbito clínico hospitalar. Tendo feito isso, foi escolhido um local para aplicar os fundamentos do trabalho. O local escolhido foi um Estabelecimento Assistencial de Saúde (EAS) de âmbito público. Dentro do EAS existe um setor referente à área de Engenharia Clínica, no qual um dos trabalhos realizados neste local é a manutenção de equipamentos médicos hospitalares. Com a unidade

escolhida, foram realizadas pesquisas de campo para conhecer e entender as necessidades, dificuldades e desafios existentes no local e por pessoas que realizam os serviços que deveriam ser solucionadas com o trabalho.

Com base em todos os conhecimentos adquiridos das etapas anteriores da pesquisa, foi escolhido um equipamento médico hospitalar para ser estudado e a partir disso poder elaborar um POP de uma manutenção preventiva, de forma clara e fácil.

Após a escolha do equipamento, visitas de campo foram realizadas para que se pudesse conhecer o equipamento e saber quais os passos necessários para a realização da manutenção. Durante o procedimento foram feitos todos os registros necessários para a confecção.

O último passo do trabalho foi analisar a eficácia do POP implementado por meio de testes com os profissionais do setor, para que todas as dúvidas fossem sanadas.

Resultados e Discussões

Após terem sido feitas todas as revisões necessárias, o documento finalizado (Figura 1) foi entregue à equipe de engenharia do EAS escolhido, para que fosse analisado se o mesmo possuía

todos os passos necessários para que o profissional realizasse a manutenção preventiva. O *feedback* da equipe foi positivo quanto à parte textual e imagens que compõem o documento e, consideraram o POP pronto para o uso de todos os profissionais pois continham todas as etapas para que a manutenção preventiva fosse realizada de maneira clara e objetiva.

Ao longo deste trabalho foi possível perceber a importância da existência de um documento que descreva de maneira sucinta todos os passos necessários para a realização de uma atividade tão importante quanto a manutenção preventiva. A existência de um POP facilita a manutenção preventiva de forma que o profissional não precisa recorrer aos manuais do equipamento procurando, por exemplo, como desencaixar determinada peça, visto que o POP já traz essa informação. Assim sendo, o POP auxilia ainda diminuindo o tempo que o profissional gasta para realizar a manutenção deixando o equipamento disponível para uso de forma mais rápida e segura.

Ressalta-se que o POP elaborado já está sendo utilizado no EAS.

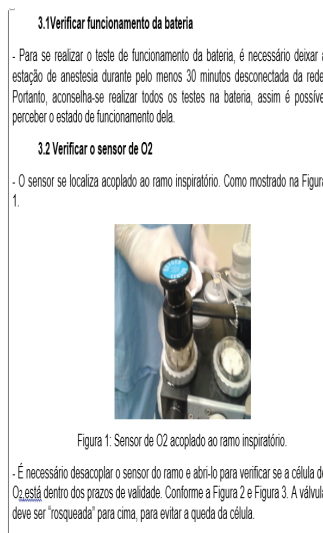


Figura 1. Procedimento Operacional Padrão (POP) finalizado.

Conclusões

A realização deste trabalho foi de extrema importância visto que ainda não existia um POP para estação de anestesia no setor de manutenção deste EAS. Outro fator relevante foi a redução do tempo de manutenção, que leva a uma maior disponibilidade do equipamento, principalmente se tratando de um EAS público onde os recursos são escassos e a demanda é sempre alta.

Além disso, a confecção deste documento mostrou para o grupo a importância de uma manutenção preventiva bem feita, visto que essa atividade pode alterar de forma significativa o tempo que o aparelho levará para apresentar um defeito.

Agradecimentos

Os autores agradecem à FAPEMIG, CAPES, CNPq e ao HCU-UFU por tornarem possível a realização desse trabalho.

Referências

- [1] Cavalcante, C. A. V.; Almeida, A. T de. Modelo multicritério de apoio a decisão para o planejamento de manutenção preventiva utilizando PROMETHEE II em situações de incerteza. Pesquisa Operacional. Vol. 25, número 2. 2005.
- [2] Lucatelli, M.A. Proposta de Aplicação de Manutenção Centrada em Confiabilidade em Equipamentos Médico- Hospitalares. Universidade Federal de Santa Catarina, Outubro. 2002, p.17-18.
- [3] Lucatelli, M.V.; Ojeda, R.G.; Beskow, W.B. Gestão de Confiabilidade Tecnológica no Ambiente Hospitalar. Publicado em 1 de Março de 2003, disponível em <http://www.mantenimentomundial.com/sites/mm/notas/12hospita.pdf>, acessado em 2 de Julho de 2015.
- [4] Wear, J. O. Technology and the Future of Medical Maintenance. Health State Journal, May. 1999, p. 12-19.
- [5] Moubrey, J. Reliability-Centered Maintenance. 2nd ed - Woodbine, NJ Industrial Press Inc., 1997.
- [6] Smith, A. M. Reliability-Centered Maintenance. USA: McGraw-Hill, Inc., 1993.

AVALIAÇÃO DA INCERTEZA DE MEDIÇÃO DA PRESSÃO ARTERIAL ATRAVÉS DE UM ESFIGMOMANÔMETRO MECÂNICO ANEROIDE

Vinicius Naves Rezende Faria¹

Rua João Naves de Avila, 2121 -
Santa Mônica, Uberlândia - MG-Brasil.
Universidade Federal de Uberlândia
naves.vinicius@gmail.com

Rosénda Valdés Arencibia¹

Rua João Naves de Avila, 2121 -
Santa Mônica, Uberlândia - MG-Brasil.
Universidade Federal de Uberlândia
arvaldes@mecanica.ufu.br

Wesley Martins Moura³

wesleym@hc.ufu.br

Selma Teresinha Milagre²

Rua João Naves de Avila, 2121 -
Santa Mônica, Uberlândia - MG-Brasil.
Universidade Federal de Uberlândia
stmilagre@gmail.com

Marcos Ferreira de Rezende³

Universidade Federal de Uberlândia
Bioengenharia – HCU-UFU
marcosfrezende@gmail.com

Rômulo Oliveira de Santi³

romulo.santi.hc@gmail.com

Resumo

O presente trabalho avaliou a incerteza de medição de pressão arterial obtida por meio de um esfigmomanômetro mecânico aneroide. Para tanto foram propostas as seguintes etapas: i) identificação e estudo dos fatores de influência, ii) proposição do modelo matemático da medição, iii) planejamento e execução de experimentos para coleta de dados, iv) avaliação da normalidade dos valores do mensurando, v) avaliação da incerteza de medição e vii) análise e discussão dos resultados.

Palavras-chave: Esfigmomanômetro, Incerteza, Pressão Arterial.

Introdução

A pressão arterial sanguínea é um importante indicador do estado clínico de um paciente. Várias decisões com relação ao diagnóstico, prognósti-

co e terapia são tomadas com base nos resultados obtidos durante a medição desta [1]. São diversos os fatores que podem afetar o resultado da medição de pressão arterial. Segundo [2] eles são relativos ao equipamento, ao paciente, à técnica e ao observador. De acordo com estudos realizados na Austrália, Inglaterra e Brasil foram detectados erros de indicação da ordem de até 4,4 kPa (33 mmHg) nos esfigmomanômetros avaliados, quando o erro máximo permitido pela recomendação R-16-1 é igual a 0,5 kPa (4 mmHg) [3].

Um modelo para determinação da incerteza de medição do manômetro utilizado em esfigmomanômetros aneroides foi desenvolvido por [4]. Estes autores consideraram fatores de influência relacionados principalmente ao equipamento, tais como: erro, histerese, incertezas tipo A e tipo B do padrão, resolução do objeto. Observa-se que este modelo não considera variáveis relacionadas ao paciente nem ao ambiente de medição.

Desta forma, o objetivo principal do trabalho está na determinação da incerteza de medição dos valores de pressão arterial obtidos por meio de um esfigmomanômetro mecânico aneróide, bem como, a aplicação de ferramentas estatísticas para a adequada análise e interpretação dos re-

sultados obtidos e a avaliação da incerteza de medição e dos efeitos que esta provoca no diagnóstico do paciente. Espera-se com isto contribuir para a adequação do processo de medição da pressão arterial às exigências da NBR ISO/IEC 17025 [5].

Metodologia

A pressão arterial foi medida 35 vezes por meio de um Esfigmomanômetro Mecânico Aneróide analógico com resolução igual a 1 mmHg e faixa nominal de 300mmHg. Este equipamento possui certificado de calibração número 269271 emitido pelo Laboratório de Calibração do HC-UFU o qual declara uma incerteza expandida associada à calibração de 1,39% para k igual a 2,09 e 95,45% de probabilidade de abrangência. O erro de histerese é de 0,67% para uma pressão em torno de 100 mmHg e 0,33% para uma pressão em torno de 70 mmHg. As medições foram conduzidas por um operador experiente, em um paciente saudável, com pressão arterial normal.

Modelagem matemática do processo de medição

Em seguida o processo de medição foi modelado matematicamente, Eq.(1). Em que: P : mensuran-

do (pressão); \bar{P} : variabilidade associada à média aritmética dos valores indicados pelo esfigmomanômetro; ΔR : correção devida à resolução do esfigmomanômetro; ΔH : correção associada à histerese do esfigmomanômetro; ΔIC : correção associada à incerteza-padrão da calibração do esfigmomanômetro.

$$P = \bar{P} + \Delta R + \Delta H + \Delta IC \quad (1)$$

Identificação dos fatores de influência

Inicialmente foram identificadas as principais fontes de erros que podem afetar o resultado da medição de pressão arterial por meio de esfigmomanômetro mecânico aneróide (Figura 1).

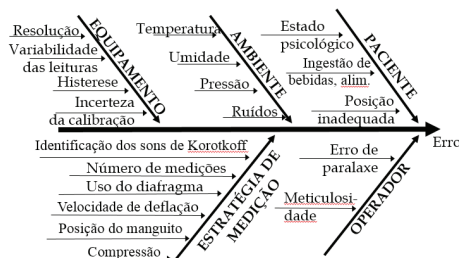


Figura 1. Fontes de erros na medição de pressão com esfigmomanômetro mecânico aneróide.

Aplicação do critério de Chauvenet

Foi aplicado o critério de Chauvenet para eliminar valores extremos. Este teste é de suma importância na identificação de valores de pressão que não seguem a tendência dominante e portanto, devem ser descartados.

Aplicação do teste de normalidade

A normalidade dos valores do mensurando foi verificada por meio dos testes de Kolmogorov-Smirnov e Shapiro-Wilk, utilizando o software de Estatística R. Diversas pesquisas mostram que há equivalência entre esses dois testes para dados normais, mas que o teste de Kolmogorov-Smirnov é menos sensível à verificação da normalidade, sendo considerado menos eficiente. O teste de Shapiro-Wilk é o melhor teste de aderência à normalidade [6, 7, 8].

Resultados e Conclusões

Os valores de pressão arterial sistólica (PAS) coletados possuem média igual a 110 mmHg e desvio padrão de 8mmHg, já os valores de pressão arterial diastólica (PAD) coletados possuem média igual a 71 mmHg e desvio padrão de 6 mmHg. A baixa precisão na repetibilidade das aferições da PAS e PAD se justifica por diversos fatores:

posição do paciente durante a medição; efeitos fisiológicos diversos; entre outros. tabela

Não foi detectado nenhum ponto extremo quando aplicado o critério de Chauvenet, neste caso.

Os testes de normalidade mostraram que os valores de pressão coletados seguem uma distribuição normal para o teste de Shapiro-Wilk para um nível de confiança de 95%, Figura 2. Desta forma foi aplicada a lei de propagação de incertezas para avaliar a incerteza de medição conforme recomendado por ISO TAG 4WG 3[9]. Para avaliação da incerteza -padrão foram adotadas as seguintes distribuições: Normal (variabilidade das leituras e incerteza da calibração); Retangular (resolução e histerese).

A Tabela 1 e 2 expõem as informações referentes à avaliação da incerteza de medição da PAS e PAD, respectivamente. Sendo G (Grandeza), E (Estimativa), DP (distribuição de probabilidade), GL (grau de liberdade), CS (coeficiente de sensibilidade) e u (incerteza-padrão).

A partir da Tabela 1 se conclui que a PAS aferida é igual a (110 ± 4) mmHg com fator de abrangência de 2,00 e probabilidade de abrangência de 95,45%. A variável que mais contribuiu para a incerteza final foi avariabilidade das leituras sendo responsável por 58,5%, seguida da histerese com

18% de contribuição, da incerteza de calibração com 17,2% e da resolução com 6,2%.

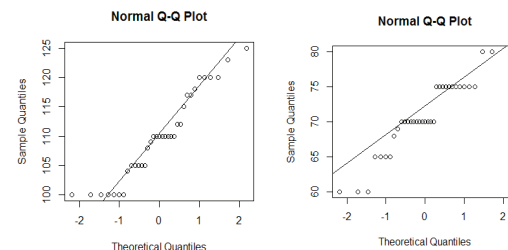


Figura 2. Normalidade por Shapiro-Wilk. 1 - PAS; 2 - PAD.

A partir da Tabela 2 se conclui que a PAD aferida é igual a (71 ± 3) mmHg com fator de abrangência de 2,00 e probabilidade de abrangência de 95,45%. A variável que mais contribuiu para a incerteza final foi a variabilidade das leituras sendo responsável por 55,2%, seguida da incerteza de calibração com 31,7% de contribuição, da resolução com 11,8% e da histerese com 1,3%.

Atualmente estão sendo executados experimentos para determinar a variabilidade dos valores de pressão arterial entre vários pacientes. Se espera com isto estimar uma fator de correção que exprima este efeito.

Agradecimentos

Os autores agradecem à FAPEMIG, CAPES, CNPq e ao HCU-UFU por tornarem possível a realização desse trabalho.

G	E (mmHg)	DP	GL	CS	u(mmHg)
$\Delta s(\bar{P})$	5,2119	N	34	1	0,8810
ΔR	1,0000	R	∞	1	0,4082
ΔIC	1,3949	N	32	1	0,6674
ΔH	0,3300	R	∞	1	0,1347
Incerteza-padrão combinada (uc) (mmHg)					1,1859
Grau de liberdade efetivo (nef)					82
Fator de abrangência (k)					2,00
Incerteza expandida (U) (mmHg)					2,3718

Tabela 2. Dados da avaliação da incerteza de medição da PAD.

G	E (mmHg)	DP	GL	CS	u(mmHg)
$\Delta s(\bar{P})$	7,2787	N	34	1	1,2303
ΔR	1,0000	R	∞	1	0,4082
ΔIC	1,3949	N	32	1	0,6674
ΔH	1,6700	R	∞	1	0,6818
Incerteza-padrão combinada (uc) (mmHg)					1,6095
Grau de liberdade efetivo (nef)					99
Fator de abrangência (k)					2,00
Incerteza expandida (U) (mmHg)					3,2190

Tabela 1. Dados da avaliação da incerteza de medição da PAS.

Referências

- [1] PALOTA, L.; CORDELLA, M.P.; OLIVEIRA, S.M.; CESARINO, C.B. A verificação da calibração dos manômetros e condições dos esfigmomanômetros aneróides: um programa de educação continuada para enfermeiros supervisores do Hospital de Base. *Ciência da Saúde, São José do Rio Preto*, v.11, n.2, (2004)
- [2] PIERIN, A. M. G., CABRAL, H. C., RABELLO, C. C., PEREIRA, M. G. de B., MION, D. Registro dos valores da pressão arterial: preferência por dígitos terminais. *Revista Hipertensão*. v.3, n.4. 2000.
- [3] International Organization Of Legal Metrology. R-16-1:2002: Non-invasive mechanical sphygmomanometers(2002).
- [4] SILVA JUNIOR S. H., MONTEIRO E.C. Incerteza de medição do manômetro usado em esfigmomanômetros. *IFMBE Proceedings*, v. 18, (2008), pp 890-894.
- [5] ABNT, NBR ISO/IEC 17025. Requisitos gerais para competência de laboratórios de ensaio e calibração. Janeiro, (2005), 20p.
- [6] DE CARLO, L. T. On the Meaning and use of Kurtosis. *Psychological Methods*. American Psychological Association, v. 2, n. 3, p. 292-307. (1997). DOI: 10.1037/1082-989X.2.3.292.
- [7] ÖZTUNA, D.; A. H. ELHAN E E. TÜCCAR. Investigation of four different normality tests in terms of type 1 error rate and power under different distributions. *Journal of Medicine Cincinnati*. v. 36, n. 3,(2006), p. 171–176.
- [8] SHAPIRO, S. S. e M. B. WILK. An Analysis of Variance Test for Normality (Complete Samples). *Biometrika Trust*, London, v. 52, p. 591–609. 3/4 1965.
- [9] BIPM, IEC, IFCC, ILAC, ISO, IUPAC, IUPAP and OIML. Evaluation of Measurement Data – Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement (GUM 1995 with minor corrections), Joint Committee for Guides in Metrology, JCGM 100 (2008).

ASPECTOS DA CALIBRAÇÃO DE UMA UNIDADE ELETROCIRÚRGICA DO HOSPITAL DE CLÍNICAS DE UBERLÂNDIA

Augusto Adam Jäger Fernandes¹

Universidade Federal de Uberlândia (UFU)
Faculdade de Engenharia Elétrica
Av. João Naves de Ávila, 2121
Uberlândia – Minas Gerais
augustoadam@yahoo.com.br

Selma Terezinha Milagre¹

selma@eletrica.ufu.br

Marcos Ferreira de Rezende²

Universidade Federal de Uberlândia
Bioengenharia – HCU-UFU
marcosfrezende@gmail.com

Wesley Martins Moura²

wesleym@hc.ufu.br

Rômulo Oliveira de Santi²

romulo.santi.hc@gmail.com

Resumo

Devido aos diversos problemas por que passa o setor de saúde no âmbito da segurança, que influenciam a qualidade dos serviços prestados e riscos para pacientes e profissionais, torna-se imprescindível melhorar os sistemas de calibração. Em particular o bisturi elétrico devido a acidentes que comprometem a própria vida. Ao medir-se a potência de saída do bisturi elétrico fez-se uma comparação entre métodos de calibração. Concluiu-se que o método usado no laboratório pode ser alterado para uma mais rápido. Notou-se também que alterações sistemáticas ambientais também podem estar influenciando as medidas obtidas.

Palavras-chave: Bisturi elétrico; Metrologia; Calibração; Incerteza; Erros Sistemáticos.

Introdução

Metrologia e calibração

O setor de saúde tem-se deparado com várias questões que influenciam a qualidade no atendi-

mento e segurança dos pacientes/clientes e profissionais, bem como sua sobrevivência econômica.

Os serviços prestados à população ficam a desejar no que diz respeito a qualidade. Os serviços deveriam passar por qualificação e fiscalização, e isso abrange o desenvolvimento da Metrologia Científica e Industrial, base para ação da Metrologia Legal.

Mas há uma falta de compromisso geral das instituições, mesmo as acadêmicas, com a qualidade de suas medições, resultando em incertezas que geram riscos para a população e os profissionais, pois mesmo nestas instituições os serviços de manutenção/calibração deixam a desejar, na maioria das vezes por motivos econômicos [1].

A metrologia é um campo técnico e científico que tem papel em vários campos da sociedade, desde o industrial até o da saúde pública. Na saúde, principalmente por se tratar de cuidar da vida e salvar vidas, deve a acurácia em medidas ser o diferencial [1, 2].

A parte técnica da metrologia, onde as medidas físicas dominam o cenário, são geridas por normatizações, onde a integração econômica com a legislação determina as regras tanto de produ-

ção, uso e comércio, e consequentemente as necessidades de calibração.

A combinação de segurança em cuidados médicos com padronização referenciada reduz o potencial de dano a saúde para pacientes e profissionais a um mínimo. As diretrizes criam novos hábitos e responsabilidades tanto na indústria quanto nos usuários, sendo então de importante papel [2].

As não conformidades metrológicas tem muita influência nas decisões médicas e na ocorrência de eventos adversos, sendo de importância para definir legislação, responsabilidades jurídicas e metodologias comparativas e rastreabilidade. A medicina assume, para tratamento das enfermidades, que os laboratórios de análise e equipamentos eletromédicos operam de forma idêntica e uniforme. Então devem estar de acordo com os padrões de medição estabelecidos como aceitáveis e seguros [4].

A metrologia deve estar presente em processos industriais, no comércio, na saúde e em qualquer lugar que seja exercido o ato de medir. As origens da medição estão na própria origem do homem que sempre teve que medir e comparar para conseguir manter sua sobrevivência. Assim, a metro-

logia, a normalização e a qualidade fundamentam o desenvolvimento de uma civilização [5].

As medidas envolvidas na calibração devem promover a confiabilidade e credibilidade acerca de um mensurando. Então elas precisam possuir reduzidos valores de incertezas tipo A e tipo B.

No que tange o setor de saúde no Brasil revela-se uma carência e inadequação da literatura técnica disponível com fragilidade do controle metrológico em laboratórios de equipamentos médico-hospitalares [7, 8].

A eletrocirurgia

A eletrocirurgia é um método que substitui o bisturi convencional com muitas vantagens. É uma técnica cirúrgica para tecidos moles onde é usado correntes elétricas de alta frequência. O equipamento eletrocirúrgico de alta frequência (EEAF) é conhecido também como bisturi eletrônico ou unidade eletrocirúrgica (UEC) onde variando o modo de aplicação da corrente elétrica produz-se um aquecimento local controlado para obter os efeitos específicos de corte, coagulação ou os dois simultaneamente [5, 6, 7].

O uso seguro deste equipamento deve ser guiado pelo conhecimento dos princípios elétricos que o

regem para a eletrocirurgia, pelo uso de equipamentos de segurança, e que tanto a UEC quanto os acessórios sejam certificados por meio de testes, calibrações e verificações. Se possível que passem por ajustes periódicos. Estes testes devem ser feitos por laboratórios credenciados para tal, seguindo os aspectos normativos, de acordo com as regras da ABNT [8].

Neste contexto, o objetivo deste trabalho foi verificar como as normas de calibração são utilizadas no laboratório em estudo e se alguma mudança de procedimento pode produzir maior eficiência no processo. Também desejou-se observar quais processos estão envolvidos em incertezas tipo B, neste tipo de calibração, e que consideradas no processo, produzem maior credibilidade nos resultados de mensuração.

Metodologia

A pesquisa foi feita por meio de medidas numa UEC modelo Wem da empresa Covidien que estava no laboratório de calibração do serviço de Bioengenharia do Hospital de Clínicas de Uberlândia da Universidade Federal de Uberlândia (HCU-UFU) usando o procedimento padrão deste laboratório e mais dois alterando o protocolo. Fez-

se observação dos procedimentos para fazer um levantamento sobre quais seriam os processos determinando erros sistemáticos, que são os que produzem as incertezas tipo B.

Foram feitas três tipos de medidas: A primeira no protocolo de calibração do laboratório onde cada série de medidas é feita alterando a potência analisada e fazendo uma medida para cada mudança de potência, repetindo dez vezes a série, é o protocolo (A). Na segunda onde manteve-se a potência e fez-se dez medidas para a cada potência fixada, nas mesmas potências anteriores, é o protocolo (B). Na terceira também manteve-se a potência fixa e fez-se dez medidas, porém fazendo com um tempo de acionamento do pedal por 4 a 5 segundos, em vez de um acionamento rápido como feito nos protocolos anteriores, é o protocolo (C).

As medidas foram obtidas num analisador de UEC modelo Fluke RF303; que foi acoplado ao bisturi elétrico conforme esquema do fabricante.

Resultados e Discussões

A Tabela 01 mostra as médias resultantes obtidas de cada conjunto de medidas para cada protocolo e na Tabela 02 mostra-se a percentagem de erro baseada na média apenas.

Potência(W)	50	100	150	200	250	300
X(A)	59,7	121,7	189,6	253,1	313,3	358,4
X(B)	59,6	121,5	190,8	251,5	317,9	359,0
X(C)	59,6	120,5	185,6	243,0	303,4	350,4

Tabela 1. Médias das potências medidas para cada potência escolhida.

Potência(W)	50	100	150	200	250	300
Erro (A) %	19,4	21,6	26,4	26,5	25,3	19,5
Erro (B) %	19,2	21,5	27,0	25,7	27,2	19,7
Erro (C) %	19,3	20,5	23,7	21,5	21,4	16,8

Tabela 2. Erro percentual calculado entre a potência escolhida na UEC e a leitura no analisador.

Os protocolos (A) e (B) comparam o método de calibração do laboratório e um idealizado pelos autores para mostrar se a obtenção de medidas de potência fixa pode ser usada como substituto do método mais demorado do protocolo (A). Observou-se que as diferenças de erro são insignificantes em percentual e em absoluto.

Quanto ao protocolo (C), o qual tenta mimetizar o uso diário do aparelho, também não mostra discrepância quanto ao erro.

Todas as medidas dão erro acima do esperado para o que é indicado pelo aparelho. Assim, a potência

entregue está sempre em potência acima do esperado e acima da margem indicada como segura pelo fabricante, que é de 20% para mais ou para menos.

Conclusões

Conclui-se que o método mais rápido do protocolo (B), de calibração, pode ser usado sem prejuízo para os serviços de calibração do laboratório e que o método (C) não é justificável, pois tem erro similar aos outros, e é o segundo mais demorado.

Como todas as medidas deram potência acima dos 20% indicados pelo fabricante com margem de usabilidade, justifica-se então o ajuste do aparelho e aumento da frequência de verificação e calibração para estes aparelhos.

Também conclui-se pela necessidade de estabelecer quais erros sistemáticos são de maior peso nas incertezas, para futuramente eliminá-los do processo de calibração/ajuste destes aparelhos, neste laboratório, e ainda servir de balizamento para laboratórios em geral.

Agradecimentos

Os autores agradecem à FAPEMIG, CAPES e CNPq e ao HCU-UFU por tornarem possível a realização desse trabalho.

Referências

- [1] AQUINO NETO, F. R. de; Políticas públicas: serviços, inclusão social, saúde pública e metrologia, Quim. Nova, Vol. 28, Suplemento, S91-S94, 2005.
- [2] FERREIRA, M. do C.; The role of metrology in medical devices, *oim b u l l e t i n* Volume L II - Número 4 - Outubro 2011.
- [3] KAARLS, R.; Metrology, essential to trade, industry and society, *Accred Qual Assur* (2007) 12:435-437.
- [4] ANDRADE, et all; Equipamentos eletromédicos, Especialização em engenharia clínica, Escola de Saude Pública do Ceará. www.esp.ce.gov.br, em 23/06/2014.
- [5] BERNARDES, A. T. & col.; A importância da avaliação da conformidade na formação de engenheiros. Disponível em repositoros.inmetro.gov.br/handle/10926/717.
- [6] CALIL, S. J. Gerenciamento de manutenção de equipamentos hospitalares, volume II - São Paulo: Faculdade de Saúde Pública da Universidade de São Paulo - Série Saúde & Cidades, 1998.
- [7] CORRÊA, A. B.; Confiabilidade metrológica no setor da saúde no brasil, Dissertação de Mestrado, PUC-Rio de Janeiro, 2001.
- [8] PALOMARES, R. DEL P. A. Confiabilidade metrológica de unidades eletrocirúrgicas de alta frequência – Dissertação de Mestrado - PUC - Rio de Janeiro, setembro de 2005.

ESTUDO DA BIOMECÂNICA MANDIBULAR UTILIZANDO UM MÉTODO COMPUTACIONAL DE REGISTRO EM TEMPO REAL

Danilo Vieira da Cunha

Faculdade de Engenharia Elétrica – FEELT
Pós-Graduação em Engenharia Elétrica
Universidade Federal de Uberlândia - UFU
Uberlândia-MG, Brasil
danilovcunha@me.com

Marlete Ribeiro da Silva

Faculdade de Odontologia – FOUFU
Departamento de DTM e Dor Orofacial
Universidade Federal de Uberlândia - UFU
Uberlândia-MG, Brasil
mar@prove.ufu.br

Adriano Alves Pereira

Faculdade de Engenharia Elétrica – FEELT
Pós-Graduação em Engenharia Elétrica
Universidade Federal de Uberlândia - UFU
Uberlândia-MG, Brasil
a.alves.pereira@uol.com.br

Resumo

O objetivo deste estudo foi avaliar de forma qualitativa os movimentos mandibulares nos diferentes tipos de desordens temporomandibulares

(DTMs), utilizando uma amostra de 40 indivíduos diagnosticados por meio de uma avaliação clínica composta pelo RDC/TMD. A amostra foi dividida em três grupos: Grupo alvo 1 (GA1, 10 sujeitos com miopatias), Grupo alvo 2 (GA2, 10 sujeitos com artropatias), e Grupo controle (GC, indivíduos assintomáticos). A trajetória mandibular foi registrada graficamente em tempo real por meio de dispositivos optoeletrônicos e um software customizado. Após o registro efetuado, os dados dos movimentos foram exportados e analisados. Em conclusão, os indivíduos portadores de quaisquer classificações de DTM demonstraram movimentos mais irregulares quando comparados com indivíduos assintomáticos.

Palavras-chave: Articulação Temporomandibular; Desordens Temporomandibulares; Mastigação; Biomecânica; Sistemas ópticos; Odontologia; Bioengenharia.

Introdução

No campo das desordens temporomandibulares (DTMs), a avaliação clínica dos sinais e sintomas é ainda considerada a principal ferramenta para o diagnóstico. Portanto, a mais importante e internacionalmente reconhecida classificação é baseada em análises clínicas dos músculos e ATM [1]. Além disso, o diagnóstico por imagens pode ser necessário para uma análise mais acurada de desordens em casos envolvendo problemas estruturais da articulação, como patologias degenerativas [2].

A avaliação dos movimentos funcionais mandibulares é utilizada como objetivo de complementação diagnóstica nas desordens musculoesqueléticas do sistema estomatognático, assim como de monitorar o progresso de tratamentos. A técnica optoeletrônica é mais comumente utilizada, por ser menos invasiva e por produzir registros precisos e confiáveis da movimentação mandibular. Basicamente, o método optoeletrônico funciona através da digitalização dos movimentos através do uso de câmeras infravermelhas e sensores fixados em regiões específicas [3-5]. A presença de movimentos irregulares pode ser um dos pri-

meiros sinais de mudança patológica no sistema mastigatório [6].

Deste modo, o estudo proposto teve como objetivo avaliar as trajetórias dos movimentos mandibulares nos diferentes tipos de desordens temporomandibulares, comparando-os com movimentos normais.

Materiais e Métodos

Foram selecionados 40 indivíduos sem restrição de gênero, raça, tamanho, peso corporal e aspecto socioeconômico, com faixa etária entre 18 e 50 anos, sendo 20 indivíduos (5 homens e 15 mulheres) considerados assintomáticos, e 20 (7 homens e 13 mulheres) diagnosticados como portadores de desordens temporomandibulares (DTMs), através do Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders (RDC/TMD). A amostra foi disposta em três grupos assim distribuídos: Grupo alvo 1 (GA1) constituído de 10 sujeitos (3 homens e 7 mulheres) com desordens musculares (miopatias), sendo 4 deles com dor miofascial com abertura limitada e 6 com dor miofascial; Grupo alvo 2 (GA2) constituído de 10 sujeitos (4 homens e 6 mulheres) com desordens articulares (artropatias), sendo 2 deles com deslocamento do disco sem redução e com abertura

limitada, 1 com artralgia e limitação de abertura, 1 com deslocamento do disco sem redução e sem abertura limitada, e 6 com deslocamento do disco com redução; e Grupo controle (GC) constituído de 20 sujeitos assintomáticos.

Foi utilizado um sistema de captura óptico, constituído por câmeras infravermelhas (OptiTrack Flex V100, NaturalPoint, Corvallis, OR, USA), juntamente com marcadores reflexivos que são fixados no rosto e intrabucal (Figuras 1 e 2).



Figura 1. Representação dos marcadores reflexivos primário e secundários posicionados.



Figura 2. Câmeras OptiTrack Flex V100, NaturalPoint, Corvallis, OR, USA.

As filmagens obtidas foram analisadas com o uso do software customizado Jaw Capture (Laboratório de Engenharia Biomédica, Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, MG, Brasil), que registra as trajetórias curvilíneas dos movimentos de abertura e fechamento, lateralidades e protrusão, bem como a velocidade de execução dos mesmos após a exportação dos dados.

Resultados e Discussão

Os movimentos funcionais mandibulares demonstraram diferenças gráficas (padrão de movimentação) entre os indivíduos com patologias e indivíduos assintomáticos (Figura 3).

Conforme relatado em estudos, a atividade dos músculos mastigatórios e trajetória mandibular durante os movimentos funcionais e de mastigação demonstram uma variação considerável quando comparados em diferentes sujeitos e até mesmo entre os ciclos de movimentos em um mesmo sujeito pesquisado [7,8]. As maloclusões dentárias têm sido associadas com irregularidades no movimento mandibular e na mastigação. Melhorias na oclusão através de correções ortodônticas têm sido associadas com movimentos

mandibulares qualitativamente mais suaves [9,8]. Segundo pesquisas realizadas, pacientes com desordens temporomandibulares apresentaram movimentos mandibulares mais irregulares do que pacientes assintomáticos [10,8], o que coincide com os achados neste estudo.

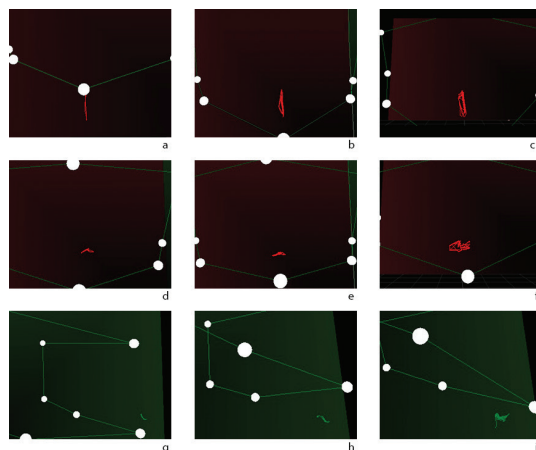


Figura 3. Representação gráfica da sobreposição de movimentos de abertura total e fechamento no plano frontal (a, b, c); lateralidade direita e esquerda no plano frontal (d, e, f); e prostrusão no plano sagital (g, h, i), respectivamente, em indivíduos assintomático, artropata e miopata.

Conclusão e Trabalhos Futuros

Indivíduos portadores de quaisquer classificações de DTMs geralmente apresentam um padrão de movimentação mais irregular quando comparados com indivíduos assintomáticos.

Como trabalhos futuros, pretende-se aplicar a mesma metodologia para a análise dos movimentos funcionais mandibulares em diferentes tipos de maloclusões e/ou deformidades dento-esqueléticas e faciais, bem como analisar quantitativamente amplitudes e ângulos das trajetórias dos movimentos, comparando com os padrões de normalidade estabelecidos na literatura científica.

Referências

- [1] S. F. DWORKIN and L. LERESCHE, "Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders: review, criteria, examinations and specifications, critique," *J. Craniomand. Disorders*.6, 339-42 (1992).
- [2] D. MANFREDINI et al., "Kinesiographic recordings of jaw movements are not accurate to detect magnetic resonance-diagnosed temporomandibular joint (TMJ) effusion and disk displacement: findings from a validation study," *Oral Surg., Oral Med., Oral Pathol. and Oral Radiol.*114(4), 457-63 (2012) [doi: 10.1016/j.oooo.2012.04.016].

- [3] A. P. PINHEIRO et al., "A Computational method for recording and analysis of mandibular movements," *J. Appl. Oral Sci.* 16(5), 321-7 (2008) [doi: 10.1590/s1678-77572008000500004].
- [4] A. P. PINHEIRO et al., "Measurement of jaw motion: the proposal of a simple and accurate method," *J. of Med. Eng. & Techn.* 35(3-4), 125-33 (2011) [doi:10.3109/03091902.2010.542270].
- [5] D. A. FURTADO et al., "A specialized motion capture system for real-time analysis of mandibular movements using infrared cameras," *Biomed. Eng. Online.* 12, 17 (2013) [doi: 10.1186/1475-925X-12-17].
- [6] L. MÜLLER et al., "Maximal mouth opening capacity: percentiles for healthy children 4-17 years of age," *Pediatric Rheumatology.* 11(1), 17 (2013) [doi: 10.1186/1546-0096-11-17].
- [7] A. M. WINTERGERST, G. S. THROCKMORTON, and P. H. BUSCHANG, "Effects of bolus size and hardness on within-subject variability of chewing cycle kinematics," *Arch. Oral Biol.* 53(4), 369-75 (2008) [doi: 10.1016/j.archoralbio.2007.10.012].
- [8] I. MINAMI et al., "A comparison between jerk-cost derived from a jaw-tracking system with that from an accelerometer," *J. of Oral Rehabilitation.* 38(9), 661-7 (2011) [doi: 10.1111/j.1365-2842.2011.02200.x].
- [9] K. YASHIRO et al., "Improvement in smoothness of the chewing cycle following treatment of anterior crossbite malocclusion: a case report," *Cranio.* 22(2), 151-159 (2004) [doi: 10.1179/crn.2004.020].
- [10] C. S. STOHLER, J. A. ASHTON-MILLER, and D. S. CARLSON, "The effects of pain from the mandibular joint and muscles on masticatory motor behaviour in man," *Arch. Oral Biol.* 33(3), 175-182 (1988) [doi: 10.1016/0003-9969(88)90042-8].

ANALISE E CLASSIFICAÇÃO DO ARCO PLANTAR DE INDIVÍDUOS COM SOBREPESO E OBESIDADE

Gisélia Gonçalves de Castro¹

Kelly Christina de Faria²

Jéssica Machado Peres³

Sabrina Nascimento Reis⁴

^{1,2} Docentes do curso de Fisioterapia do UNICERP

^{3,4} Discentes do curso de Fisioterapia do UNICERP

Resumo

O aumento da massa corporal promove maior sobrecarga sobre as estruturas osteomusculares podendo influenciar no alinhamento da cadeia cinética dos membros inferiores, principalmente o complexo articular do pé por ser responsável pela adequação postural ao solo. O objetivo do presente estudo foi avaliar e classificar o arco plantar de indivíduos com sobrepeso e obesidade participantes de um projeto de extensão do Centro Universitário do Cerrado de Patrocínio (UNICERP). Trata-se de um estudo do tipo transversal, quantitativo e de caráter descritivo. A amostra estudada foi caracterizada por 16 indivíduos. Os instrumentos utilizados foram: ficha contendo dados pessoais e medidas antropométricas, Escala

Visual Analógica (EVA) para quantificação da dor, Plantigrama para avaliação da impressão plantar e índice de Chippaux-Smirak (ICS) para análise destas impressões. Os dados foram analisados no *Software SPSS*. A amostra foi caracterizada por 8 indivíduos do sexo feminino e 8 do sexo masculino, com a idade variando de 22 a 49 anos, média de 32 anos, DP \pm 7,73. Considerando a classificação do IMC, notou-se que 43,75% dos indivíduos estavam com sobrepeso e 56,25% eram obesos. A média do IMC da amostra foi 31,5 Kg/m², DP \pm 5,46. 68,8% apresentaram algum tipo de dor, sendo que destes, ao serem questionados qual a localização da dor, a maioria (54,55%) dos indivíduos relataram presença de dor nos pés e na coluna lombar. Quanto à intensidade da dor, verificou-se que segundo a escala analógica de dor, a variação foi 3 a 10, com quantificação média de 8; sendo a presença de dor é mais predominante no sexo feminino (63,63%). Na classificação do tipo de pé, 18,8% apresentaram pé plano no lado direito e 50% no esquerdo. Concluiu-se que altos índices de IMC influenciam diretamente

no sistema musculoesquelético do indivíduo levando a alterações do arco plantar e presença de dor nos pés.

Palavras-chave: Classificação. Arco plantar. Obesidade.

Introdução

Dados do IBGE (2012)¹¹ mostram crescimento do índice de excesso de peso e obesidade em todas as idades, classes de rendimentos, regiões, tanto no âmbito urbano quanto rural no período de 1974 – 2008.

A estrutura do pé é mantida por três arcos plantares, o arco longitudinal medial (ALM), arco longitudinal lateral (ALL) e arco transversal (AT)^{7,14}. A função destes arcos é deixar o pé flexível ou rígido de acordo com a necessidade e agir na absorção de choques, amortecendo e dissipando as forças de reação do solo¹⁹.

A avaliação do arco longitudinal medial é um método de medida antropométrica que caracteriza o pé e classifica o arco em alto (cavo), baixo (plano) ou normal e foi descrito em 1983¹⁶. Este arco é formado pela linha abaixo do maléolo medial iniciando na tuberosidade do navicular até a cabeça do primeiro metatarso.

O aumento da massa corporal promove maior sobrecarga sobre as estruturas osteomusculares podendo influenciar no alinhamento da cadeia cinética dos membros inferiores. Sendo o complexo articular do pé responsável pela adequação postural ao solo, foi observada a diminuição na altura do arco plantar em indivíduos obesos quando comparado com não obeso²³. Assim, a avaliação da distribuição de pressão plantar é um importante instrumento clínico para assimilar as implicações estruturais e funcionais coagido pela obesidade¹⁰.

O objetivo do presente estudo foi avaliar e classificar o arco plantar de indivíduos com sobrepeso e obesidade participantes de um projeto de extensão do Centro Universitário do Cerrado de Patrocínio (UNICERP).

Metodologia

Trata-se de um estudo do tipo transversal, quantitativo e de caráter descritivo. A amostra estudada foi caracterizada por 16 indivíduos participantes do projeto multiprofissional MEGACORE promovido pelos cursos da área da saúde com apoio da Coordenadoria de Extensão e Assuntos Comunitários do UNICERP. Os critérios de inclusão do estudo seguiram os mesmos do projeto: indi-

vídus com IMC acima de 25 Kg/m², sedentários, capazes de realizar o treinamento funcional e que não possuíam comprometimentos neuromusculares e ortopédicos que limitassem a realização de treinamento físico. Para a classificação do IMC foram aplicados os pontos de cortes recomendado pela Organização Mundial da Saúde (OMS) para a definição de eutrofia (IMC de 18,6 a 24,9 Kg/m²) sobrepeso (IMC entre 25 a 29,9 Kg/m²) e obesidade (IMC \geq a 30 Kg/m²). Foram excluídos portadores de diabetes, hipertensão e outras doenças crônicas e menores de 18 anos.

Os dados foram coletados individualmente em um espaço específico destinado à pesquisa. Inicialmente, foi preenchida uma ficha contendo dados pessoais e medidas antropométricas do voluntário. Em seguida, foi indagada a presença de dor musculoesquelética em qualquer região do corpo através da Escala Visual Analógica (EVA). Esta escala é um método de avaliação da dor que consiste em uma linha horizontal ou vertical de 10 cm numerados com o ponto inicial 0 e final 10. Na qual o 0 representa ausência de dor e a marca 10 uma dor incapacitante.

Para avaliação dos pés, foi utilizado o método Plantigrama que consiste na impressão plantar

com tinta guache Faber Castel de cor preta em papel A4 e rolo de espuma no comprimento de 5 cm para que a impressão fosse mais uniforme. Com a ajuda do examinador, foi solicitado para a pessoa levantar-se lentamente de modo a apoiar ambos os pés nas folhas de papel logo abaixo destes, posteriormente era solicitado para voltar a posição sentado de modo a retirar um pé de cada vez da folha com ajuda do examinador a fim de evitar que se deslize, levando a invalidez do exame.

Na análise das impressões plantares foi utilizado o índice de Chippaux-Smirak (ICS), que é o resultado da divisão entre a menor largura do médio pé e a maior largura do antepé. Ele classifica o ALM como elevado (ICS=0%), morfologicamente normal (ICS entre 0,1 e 29,9%), intermediário (entre 30,0 e 39,9%), rebaixado (entre 40,0 e 44,9%) e pé plano (a partir de 45%)⁹.

Inicialmente os dados foram tabulados no Excel® e em seguida transportados e analisados no *Software SPSS Statistical Package for the Social Sciences* (Versão 16.0 para Windows®). Para a análise estatística descritiva, foram realizadas medidas de frequências absolutas utilizando média, frequência mínima, máxima e desvio padrão e crosstabs.

Esta pesquisa foi aprovada do COEP (Comitê de ética) do Centro Universitário do Cerrado Patrocínio – UNICERP.

Resultados e Discussão

Na caracterização do perfil da amostra, 8 indivíduos eram do sexo feminino e 8 do sexo masculino, com a idade variando de 22 a 49 anos, média de 32 anos, DP \pm 7,73. Considerando a classificação do IMC, notou-se que 43,75% dos indivíduos estavam com sobrepeso e 56,25% eram obesos. A média do IMC da amostra foi 31,5 Kg/m², DP \pm 5,46, caracterizando amostra como obesos (Tabela 1).

	Idade (anos)	IMC (Kg/m ²)	EVA
Média	32,9375	31,5	8
Desvio-padrão	7,73278	5,46	3,26599
Mínimo	22	25	3
Máximo	49	44	10
N	16	16	11

Tabela 1. Perfil da amostra de acordo com a idade, IMC e EVA.

Ao avaliar a presença de dor, verificou-se que 68,8% apresentaram algum tipo de dor confor-

me pode ser visto na Tabela 2. Destes, ao serem questionados qual a localização da dor, a maioria (54,55%) dos indivíduos relataram presença de dor nos pés e na coluna lombar distribuídos em igual percentual (Tabela 2). Quanto à intensidade da dor, verificou-se que segundo a escala analógica de dor, a variação foi 3 a 10, com quantificação média de 8, DP \pm 3,26 (Tabela 1).

Concernente ao presente estudo, uma pesquisa realizada em Porto Alegre (RS) avaliando a presença de dor musculoesquelética durante o trabalho em com 71 mulheres obesas, mostrou que 66,31% delas apresentaram algum tipo de dor no último ano e 44% faltou ao trabalho no mesmo período pelo mesmo motivo⁵.

Resultados semelhantes também foram encontrados em uma pesquisa realizada em Belo Horizonte ao analisar a influência da dor com o grau de obesidade, mostrou que uma intensidade de dor de moderada a intensa, sendo um fator limitante e que influenciou a realização de atividades funcionais desta amostra²¹.

Altos percentuais de dor em indivíduos obesos é devido ao esforço para manter a estabilidade corporal causado pelo excesso de massa corporal, e devido a esse esforço, as necessidades mecâni-

cas do corpo aumenta⁴. Outros estudos verificam o mesmo, em que pessoas obesas apresentam maior chance de terem dores e alterações posturais, principalmente em membros inferiores e coluna vertebral^{18, 8}.

Ainda para outros colaboradores³ buscando a associação entre IMC e distúrbios musculoesqueléticos nos pés, evidenciou-se uma forte associação ente aumento do IMC e dor no pé não específica e dor crônica no calcanhar.

	Frequência	%	Localização da dor	Frequência	%
Presente	11	68,8	Pés	3	27,27
Ausente	5	31,2	Lombar	3	27,27
Total	16	100	Outras	5	45,45
			Total	11	100

Tabela 2. Presença de dor

Ao avaliar a classificação dos pés, como demonstrado na Tabela 3, observou-se a presença de pé plano no lado direito em 18,8% e no esquerdo em 50% da amostra. Quanto à descarga de peso nos pés, ou seja, o pé que apresentava maior área de apoio, os resultados mostraram maior descarga de peso no pé direito (56,2%).

A obesidade acentua a alteração da morfologia do arco plantar, favorecendo a instalação do pé pronado e influenciando a sintomatologia da dor¹². A alta incidência de arcos rebaixados deve-se provavelmente ao alto percentual de gordura corporal e à consequente adaptação morfológica dos pés para suportar a carga da massa corpórea²². Resultados semelhantes foram vistos em outro estudo onde somente 20% possuíam o pé plano unilateral².

Resultados diferentes foram encontrados em outros trabalhos. Um estudo com 30 obesos, mostrou que o IMC influencia a configuração plantar, porém o pé cavo foi a configuração mais frequente, seguido pelo pé neutro²². Em uma pesquisa feita para a tese de doutorado na Faculdade de Medicina da USP (Universidade de São Paulo) realizado com 81 pacientes obesos graves, observou pela análise do Raio X, que 100% dos indivíduos tinham pé plano, mostrando que a obesidade tem relação direta com o pé plano²⁴.

Estudo realizado na Universidade de Monash na Austrália com 68 participantes através de pressão plantar mostrou que os indivíduos obesos apresentaram pés planos, diminuição dos movimentos de inversão e eversão, altas pressões plantares

ao caminhar, mostrando que o peso excessivo altera significativamente o stress aplicado no pé, principalmente no ante e médio pé³.

As alterações nos arcos longitudinais acarretaram alterações na descarga de peso^{13, 15}; isto foi confirmado ainda por um estudo americano em que os indivíduos obesos ao serem submetidos a um programa de perda de peso apresentaram uma redução na pressão da dinâmica plantar²⁰. Semelhante ao nosso estudo, uma pesquisa realizada na Turquia buscando a relação do IMC com parâmetros dos pés em indivíduos obesos utilizando o mesmo índice de Chippaux-Smirak (ICS) para impressão plantar mostrou correlação positiva com IMC no pé direito¹.

Também em um estudo com 10 indivíduos obesos (média IMC 36,5 Kg/m²) realizado em Portugal, mostrou uma maior descarga de peso nos pés, ao avaliar o pico de pressão plantar na região central e lateral do pé e maior força de reação do solo durante a marcha⁶.

Característica ALM	Tipo pé Direito		Tipo pé Esquerdo	
	Frequência	%	Frequência	%
Normal	1	6,2	4	25,0
Intermediário	6	37,5	2	12,5
Rebaixado	6	37,5	2	12,5
Plano	3	18,8	8	50,0
Total	16	100	100	100
Pé apoio	9	56,2	7	43,8

Tabela 3. Tipo de arco plantar em pés direito e esquerdo

Ao correlacionar a presença de dor com o sexo, notou-se que as mulheres (63,63%) são as que apresentam dor (Tabela 4). Na literatura médica, o gênero feminino apresenta diferenças na percepção da dor, na forma de se relacionar com ela e, possivelmente, em seu maior relato. Além disso, o sexo feminino apresenta um limiar mais baixo e menor tolerância à dor².

Semelhante ao presente estudo, um trabalho a fim de avaliar o impacto da obesidade nas alterações osteoarticulares e funcionais de joelho e pé realizado com uma amostra predominante de mulheres, mostrou que a intensidade da dor influenciava a realização de suas atividades funcionais e a presença de dor intensa interferiu nas atividades em escadas¹².

		Sexo		Total
		Masculino	Feminino	
Presença dor	Presente	4	7	11
	Ausente	4	1	5
Total		8	8	16

Tabela 4. Presença de dor em relação ao sexo

Concluiu-se com o presente estudo que altos índices de IMC ($31,5 \text{ Kg/m}^2$) influenciam diretamente no sistema musculoesquelético do indivíduo levando a alterações do arco plantar: 50% apresentaram pé esquerdo plano; 56,2% maior descarga de peso no pé direito; 68,8% apresentaram algum tipo de dor, sendo que a maioria (54,55%) relatou dor nos pés e na coluna lombar, e, ainda que a dor é mais frequente no sexo feminino.

Referências

- [1] AZARFAM AAY et al. The relationship between body mass index and footprint parameters in older people. *The Foot*. 2014; 24: 186–189
- [2] BELOTO AB, MANTOVANI J, BERTOLINI SMMG. Estudo da prevalência de Pé Plano em indivíduos de diferentes faixas etárias da cidade de Maringá-PR. *Cesumar*. 2004: 146-150.
- [3] BUTTERWORTH PA et al. Foot posture, range of motion and plantar pressure characteristics in obese and non-obese individuals. *Gait & Posture* 41 (2015) 465–469.

[4] CAMPOS FS, SILVA AS, ANHESIM GA. Alterações posturais e abordagem fisioterapêutica em crianças e adolescentes obesos. In: Fisberg M. *Atualização em obesidade na infância e adolescência*. São Paulo: Atheneu; 2004. p. 131-41.

[5] CARBELON CF, PADOIN AV, MOTTIN CC. Importância da dor musculoesquelética no trabalho de indivíduos obesos. *Obes Surg*. 2013; 23:2092–2095.

[6] CASTRO MP et al. Influence of pressure-relief insoles developed for loaded gait (backpackers and obese people) on plantar pressure distribution and ground reaction forces. *Applied Ergonomics*. 2014; 45:1028-1034.

[7] CAILLIET R. *Síndromes Dolorosas: Lombalgia*. 3a ed. São Paulo: Manole; 1988.

[8] CHEN KY, ACRA SA, DONAHUE CL, SUN M, BUCHOWSKI MS. Efficiency of walking and stepping: relationship to bodyfatness. *Obes Res*. 2004;12(6):982-9.

[9] FORRIOL F, PASCUAL J. Foot print analysis between three and seventeen years of age. *FootAnkle*. 1990;11(2):101-4.

[10] HENNIG EM, ROSENBAUM D. Pressure distribution patterns under the feet of children in comparison with adults. *Foot Ankle Int*.1991;11(5):306-11.

[11] IBGE, Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística, 2010. Disponível em: <http://www.ibge.gov.br/home/presidencia/noticias/imprensa/ppts/0000000108.pdf>

[12] LUNES HD et al. Análise comparativa entre avaliação postural visual e por fotogrametria computadorizada. *Revista Brasileira de Fisioterapia*. 2009; 13(4): 308-15

[13] MAGEE DJ. *Avaliação musculoesquelética*. 3. ed. São Paulo: Manole; 2005.

- [14] MARQUES AP. Manual de Goniometria. 1. ed. São Paulo: Manole; 1997.
- [15] NORKIN CC, LEVANGIE PK. Joint structure and function: a comprehensive analysis. Philadelphia: FA Davis; 1983
- [16] NORKIN CC, LEVANGIE PK. In: Razegui M, Batt ME. Foot type classification: a critical review of current methods. Gait and Posture. 2002; 15: 282–29.
- [17] OLIVEIRA AMA et al. Sobrepeso e obesidade infantil: influência de fatores biológicos e ambientais em Feira de Santana, BA, Arq Bras Endocrinol Metab. 2003; 47 (2):144 – 150.
- [18] PINTO ALS, HOLANDA PMB, RADU AS, VILLARES MF, LIMA FR. Musculoskeletal findings in obese children. J Pediatr-Child Health. 2006; 42:341-4.
- [19] PRADO IJ, CUNHA DF, MAGALHÃES RO, RALID FCB. Anormalidades Podais em Crianças Assintomáticas. Rev Bras ortop. 1995; 30 (6).
- [20] SONG J et al. Effects of weight loss on foot structure and function in obese adults: A pilot randomized controlled Trial. Gait & Posture 41 (2015) 86–92.
- [21] VASCONCELOS KSS, DIAS JMD, DIAS RC. Relação entre intensidade de dor e capacidade funcional em indivíduos obesos com osteoartrite de joelho. Rev. bras. fisioter. 2006; 10 (2): 213-218.
- [22] VILADOT A. Patología del antepie. Barcelona: Toray; 1974.
- [23] Yi LC et al. Influência do índice de massa corporal no equilíbrio e na configuração plantar em obesos adultos. Rev Bras Med Esporte. 2014; 20(1): 70-73.
- [24] WEARING SC, HENNING EM, BYRNE NM, STEELE JR, HILLS AP. Musculoskeletal disorders associated with obesity: a biomechanical perspective. Obes Rev. 2006;7(3):239-50.

ANÁLISE BIOMECÂNICA DO MOVIMENTO SUPINO RETO: UMA REVISÃO SISTEMÁTICA

Lísia Arantes Rodrigues

Laboratório de Engenharia Biomédica.
Universidade Federal de Uberlândia.
Av. João Naves de Ávila, 2121.
Uberlândia, MG, Brazil.

lisiaarodrigues@hotmail.com

Adriano Alves Pereira

Laboratório de Engenharia Biomédica.
Universidade Federal de Uberlândia.
Av. João Naves de Ávila, 2121.
Uberlândia, MG, Brazil.

a.alves.pereira@uol.com.br

Iraides Moraes Oliveira

Laboratório de Engenharia Biomédica.
Universidade Federal de Uberlândia.
Av. João Naves de Ávila, 2121.
Uberlândia, MG, Brazil.

iraidesfisio@yahoo.com.br

Resumo

Em comparação com outros movimentos realizados pelo ser humano, a modalidade de supino reto

apresenta características especiais que o torna um interessante objeto de estudo de análise biomecânica. A biomecânica esportiva caracteriza-se por ser uma modalidade científica onde os movimentos são descritos, e está diretamente relacionada à análise da técnica do movimento, cujas funções são a identificação de suas variáveis de influência, a avaliação dessas variáveis e por fim o diagnóstico individual em relação às falhas técnico-motoras registradas no movimento, analisadas através de métodos de medição de parâmetros qualitativos e quantitativos como a cinemetria, a eletromiografia, a dinamometria e a antropometria. O objetivo principal deste estudo é brevemente e analisar alguns dos estudos realizados sobre a análise biomecânica (quantitativa e qualitativa) do movimento de supino reto, nas fases excêntrica e concêntrica, a partir de uma revisão bibliográfica sistemática. Dos estudos encontrados, somente 9 foram enquadrados nos critérios de inclusão estabelecidos.

Palavras-chave: Biomecânica esportiva, movimento, supino reto.

Introdução

Atualmente, existe uma identificação das peculiaridades de cada movimento e sua adequação aos objetivos do treinamento, como o sucesso nas diversas modalidades esportivas e programas de treinamento com fins de reabilitação e/ou estética.

Dentre os muitos exercícios da musculação com o objetivo de desenvolver as qualidades físicas dos músculos envolvidos na articulação do ombro, destaca-se o exercício supino reto (ou supino plano), que visa também o desenvolvimento da musculatura superior do tronco, particularmente os músculos peitoral maior, deltoide (parte clavicular) e tríceps [1].

A biomecânica – caracterizada como uma ciência que estuda os movimentos realizados pelos seres humanos – torna-se importante para seleção de exercícios específicos em cada sessão de treinamento, de modo a otimizar os estímulos em cada segmento corporal [2].

No processo de investigação do movimento em biomecânica, busca-se a definição de um método para a orientação da análise experimental, procedimento que poderá envolver uma técnica ou um conjunto delas permitindo o esclarecimento de problemas na estrutura da investigação [3]. Nas modalidades esportivas/competitivas o intuito dessa

investigação tem como objetivo a busca da melhora no rendimento das capacidades físicas do atleta como aumento de força e potência muscular [4].

Desse modo, este estudo tem como objetivo principal apresentar brevemente e analisar alguns dos estudos realizados sobre a análise biomecânica (quantitativa e qualitativa) do movimento de supino reto, nas fases excêntrica e concêntrica, a partir de uma revisão bibliográfica sistemática.

Metodologia

O estudo constituiu-se por meio de uma revisão sistemática na literatura bibliográfica, contendo artigos originais, artigos de revisão, dissertações de mestrado e teses. Participaram da seleção somente os estudos publicados e encontrados através de busca eletrônica em base de dados como PubMed, Scopus, SciELO, Elsevier, Revista Brasileira de Medicina do Esporte. Os critérios de inclusão foram adotados para selecionar os estudos para a análise: a) ter sido publicado a partir do ano de 1992 até o ano de 2015; b) ter sido publicado em revistas ou jornais; c) artigos escritos em língua portuguesa e/ou em língua inglesa; d) ter protocolos ou estar relacionados com o movimento supino reto. Dos estudos encontrados, somente 10 foram enquadrados nos critérios de inclusão estabelecidos.

dos, onde foram analisados as metodologias ou descrições de análise biomecânica.

Resultados e Discussão

Foram encontrados 9 artigos, onde 4 artigos foram estudos de sinais eletromiográficos (EMG) [2, 5, 6, 7]; 2 estudos relacionados a velocidade de movimento das fases excêntrica e concêntrica [8, 9]; 1 estudo com análise de aumento de força [10]; 2 estudos sobre potência máxima, utilizando a velocidade e força como variáveis, assim como o aumento de carga [11, 12].

Nos achados que avaliaram o exercício supino reto a partir de EMG, ROCHA (2007) encontrou que no supino reto, os valores de RMS para o músculo tríceps braquial são estatisticamente inferiores aos do músculo peitoral maior, porém não diferentes em comparação com o músculo deltoide [2]. SILVA (2001) analisou em seu estudo que durante a fase excêntrica do movimento, constata-se o predomínio da atividade do músculo peitoral maior, devido à sua função de desacelerar o movimento durante a abdução horizontal do ombro, que pode ser influenciado pela postura em decúbito dorsal dos voluntários (a favor da gravidade) e pelo acréscimo da carga dos halteres. Na fase concêntrica do movimento a maior ação dos músculo peitoral maior

se justifica pelos componentes do movimento, os quais incluem adução horizontal do ombro e abdução com rotação para cima da escápula [5]. Já Sakamoto (2012) revela que quando se tem uma intensidade de carga mais elevada, é esperado um aumento na amplitude e na frequência EMG, justificado pelo da produção de força necessária. Através de análises pós exercício, pode-se concluir que para deltoide e tríceps braquial a amplitude para a condição rápido permaneceu superior a lenta para até 80% da fase concêntrica. Em contraste, para peitoral a amplitude já não era maior para a condição rápido após 40% de fase concêntrica [6]. Norwood (2007) avaliou em seus estudos a EMG a partir de seis músculos (grande dorsal, músculo reto abdominal, oblíquos internos, sóleo e eretores da espinha) em exercícios de instabilidade no movimento supino reto e constatou que quanto maior a instabilidade, mais significativos eram os resultados em EMG, resultando maior ativação muscular através da ativação dos músculos sinérgicos e de estabilização, proporcionando uma maior especificidade e uma forma funcional de treinamento. [7].

Em seu estudo, Costa (2012) investigou a relação entre duas variáveis mecânicas importantes: velocidade excêntrica (Vexc) e tempo transição nas

fases excêntrica e concêntrica (TTextc-con) do movimento supino reto para o entendimento de processos associados com um adequado aproveitamento do ciclo alonga encurta (CAE), e teve como resultado que uma diminuição da V_{exc} acompanhada por um aumento no TTextc-com, mostrando que essas variáveis mecânicas não se ajustaram de maneira independente durante a realização do exercício supino, ou seja, relações inversamente proporcionais [8]. Sakamoto (2006) observou em seu estudo que a relação entre a intensidade e o número de repetições é afetada pela velocidade do movimento e que uma velocidade mais rápida resultou em mais repetições sendo executada. As desvantagens associadas a uma velocidade mais rápida (isto é, a exigência de uma maior força de saída para alcançar uma maior aceleração da barra) não reduziu o número de repetições. [9].

Quando se diz respeito a força no movimento supino reto, Doan (2002) conclui em sua pesquisa que existem possíveis explicações que identificam o aumento de força: aumento da estimulação neural, recuperação de energia armazenada elástica, alterações na maquinaria contrátil e aumento da pré-carga. Uma explicação possível para o aumento da força concêntrica é um aumento na estimulação neural do músculo devido à maior estiramento das

fibras do músculo intrafusal (fusos musculares) durante o aumento da carga excêntrica [10].

Em relação a potência, em seu estudo, Newton et. al. (1997) analisou o aumento de carga durante o movimento de explosão/lançamento no supino reto, onde pode-se concluir que quando se projeta objetos de aumento de massa, a velocidade do movimento diminui, enquanto aumenta a força necessária, de modo que o tempo de duração da fase concêntrica aumenta, a saída de pico de força será mais alta quando se tem cargas mais leves; e na fase excêntrica terá um pico de velocidade mais alto quando se tem cargas mais leves [11]. Baker (2001) concluiu em seu estudo que a potência máxima foi conseguida com resistências de 55% da carga do teste de uma repetição máxima (1RM), onde o treinamento pode implicar uma combinação de aumento de força e de velocidade, obtendo assim uma melhora no seu desempenho esportivo [12].

Conclusão

As diferenças metodológicas dificultam a comparação e a aplicação prática entre os estudos, que por meio da biomecânica, buscam avaliar a eficiência de exercícios e a excelência do movimento executado, buscando assim a melhora no desempenho esportivo.

A partir do levantamento de dados realizado através da busca de estudos/artigos na literatura bibliográfica, pode-se perceber o quão a mesma é escassa relacionada a análises específicas de um único movimento, no caso o exercício supino reto.

Agradecimentos

Os autores agradecem aos órgãos de fomento CAPES, CNPQ e FAPEMIG pelo apoio nesta pesquisa

Referências

- [1] LEME, M. A. A.; SILVA, S. R. D.; GONÇALVES, M.; Supino plano com halteres: um estudo eletromiográfico. Ver. Motriz, vol. 7, n.1, p. 1-5, 2001.
- [2] ROCHA, V. A. J.; GENTIL, P.; OLIVEIRA, E., CARMO, J.; Comparação entre a atividade EMG do peitoral maior, deltóide anterior e tríceps braquial durante os exercícios supino reto e crucifixo Rev Bras Med Esporte _ Vol. 13, Nº 1 – Jan/Fev, 2007.
- [3] AMADIO, A.C.; BARBANTI V.J., Metodologia Biomecânica para o estudo das forças internas ao aparelho locomotor: importância e aplicações no movimento humano. (Orgs) A Biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares. Pg. 45-70, São Paulo, Editora Estação Liberdade, 2000.
- [4] TREBS, A. A.; BRANDENBURG, J. P.; PITNEY, W. A.; An electromyography analysis of 3 muscles surrounding the shoulder joint during the performance of a chest press exercise at several angles. J. Strength and Conditioning Research. p. 1925 a 1930, 2010.
- [5] SILVA, S. R. D.; GONÇALVES, M.; LEME, M. A. A.; BERZIN, F.; Supino plano com halteres: um estudo eletromiográfico. Ver. Motriz, Vol. 7, n.1, pp. 1-5, 2001.
- [6] SAKAMOTO, A.; SINCLAIR, P. J.; Muscle activations under varying lifting speeds and intensities during bench press. J Appl Physiol, 112:1015–10225, 2012.
- [7] NORWOOD, J.; ANDERSON, G. S.; GAETZ, M.; and TWIST, P.; Electromyographic activity of the trunk stabilizers during stable and unstable bench press. J. of Strength and Conditioning Research, 21(2), 2007.
- [8] COSTA, H. C. M.; DINIZ, R. C. R.; MACHADO, S. C.; LIMA, F.V.; CHAGAS, M. H.; Impacto de diferentes velocidades de movimento no tempo de transição entre ações musculares excêntricas e concêntricas no exercício supino. Revista Motricidade, vol. 8, n.S2, pp. 365-372, 2012.
- [9] SAKAMOTO, A.; SINCLAIR, P. J.; Effect of movement velocity on the relationship between training load and the number of repetitions of bench press. J. Strength and Conditioning Research, 20(3), 523–527, 2006.
- [10] DOAN, B. K.; NEWTON, R. U.; MARSIT, J. L.; TRIPLETT-MCBRIDE, N. T.; KOZIRIS, L. P.; FRY, A. C.; and KRAEMER, W. J.; Effects of Increased Eccentric Loading On Bench Press 1RM. Journal of Strength and Conditioning Research, 16(1), 9–13, 2002.
- [11] BAKER, D.; NANCE, S.; and MOORE, M.; The load that maximizes the average mechanical power output during explosive bench press throws in highly trained athletes. Journal of Strength and Conditioning Research. 15(1): 20–24, 2001.
- [12] NEWTON, R. U.; MURPHY, A. J.; HUMPHRIES, B. G.; WILSON, G. J.; KRAEMER, W. J.; HAKKINEN, K.; Influence of load and stretch shortening cycle on the kinematics, kinetics and muscle activation that occurs during explosive upper-body movements. Eur J Appl Physiol (1997) 75: 333–342, 1997.

CARACTERIZAÇÃO DO TREMOR DE PUNHO EM INDIVÍDUOS COM A DOENÇA DE PARKINSON ATRAVÉS DE UM DISPOSITIVO BIOMÉDICO COMPOSTO POR SENSORES INERCIAIS E ELETROMIOGRÁFICOS

K. F. P. Naves

Faculdade de Engenharia Elétrica,
Laboratório de Engenharia Biomédica,
Universidade Federal de Uberlândia – UFU.

khelinenaves@yahoo.com.br

A. O. Andrade

Faculdade de Engenharia Elétrica,
Laboratório de Engenharia Biomédica,
Universidade Federal de Uberlândia – UFU.

aoandrade@feelt.ufu.br

A. P. S. Paixão

Faculdade de Engenharia Elétrica,
Laboratório de Engenharia Biomédica,
Universidade Federal de Uberlândia – UFU.

anabiofisio@gmail.com

M. J. F. Zaruz

Faculdade de Engenharia Elétrica,
Laboratório de Engenharia Biomédica,
Universidade Federal de Uberlândia – UFU.

fisio.mz@hotmail.com

Resumo

É característico ao ser humano apresentar doenças e disfunções ao envelhecer, devido às alterações neuromusculares. Um dos problemas, relacionados é o tremor humano. Existem estratégias para um melhor entendimento e caracterização do tremor. Estas podem ser: qualitativo e quantitativo. O qualitativo utiliza escalas e questionários de severidade. O quantitativo faz o uso de sensores inerciais, sensores de profundidade e eletromiografia de superfície. A caracterização do tremor quantitativamente é a que mais interessa a ciência, por isso o estudo se justifica, sendo uma ferramenta objetiva que possibilita uma melhor compreensão da desordem. Dentre esses métodos, os mais estudados são os sensores inerciais: (i) acelerômetro, ou (ii) giroscópio ou (iii) magnetômetro. Para ajudar os profissionais da saúde no diagnóstico e classificação sobre os tipos de tremor, e facilitar o en-

tendimento da disfunção, foi criado um dispositivo biomédico composto por todos os sensores inerciais e eletromiográfico, o que o torna diferentes dos existentes na literatura. O objetivo do estudo foi avaliar um equipamento constituído por sensores inerciais e eletromiográficos, através da caracterização do tremor humano de punho em indivíduos com a Doença de Parkinson. Como conclusão, o dispositivo, com seus sensores aqui apresentados, teve a capacidade de caracterizar o tremor, através de uma atividade de punho, feito pelos indivíduos participantes.

Palavras-chave: Tremor; doença de Parkinson; sensores inerciais; processamento de sinais biomédicos; eletromiografia.

Introdução

É comum ao ser humano apresentar algumas doenças e disfunções ao envelhecer, devido às alterações neuromusculares, das quais, destaca-se o tremor humano. Manifestada por movimento involuntário de caráter oscilatório e rítmico, de qualquer parte do corpo, decorrente de contrações de músculos antagonistas. Essa doença pode causar incapacidade fun-

cional considerável [1]. O tremor humano pode ser classificado em fisiológico e patológico [2]. O fisiológico é considerado normal e pode ser decorrente, da atividade mecânica do coração. Está presente em todas as pessoas, mas não é perceptível a olho nu [1]. O tremor patológico é anormal e está associado às alterações neurológicas, sendo subdividido em tremor de repouso e ação [1, 3]. As implicações negativas provocadas pelo tremor, ao indivíduo, têm motivado cada vez mais os pesquisadores na busca por métodos de caracterização dessa manifestação para assim, ajudar na compreensão do comportamento dos diversos tipos de tremores. Os métodos para caracterizar o tremor são de dois tipos: (i) qualitativo e (ii) quantitativo. O qualitativo utiliza escalas e questionários de severidade, através de desenhos para uma avaliação visual e também uma avaliação clínica baseado em padrões obtidos por observação de grupos [4]. O quantitativo faz o uso de sensores inerciais, sensores de profundidade e eletromiografia de superfície[5]. Diante disso, para compreender tal disfunção estudos têm sugerido métodos quantitativos, objetivos, através do uso de ferramentas eficientes. Uma técnica muito pesquisada

consiste em dispositivo que utiliza algum destes sensores inerciais: (i) acelerômetro, (ii) giroscópio ou (iii) magnetômetro. O primeiro é capaz de medir forças de aceleração [5]. O segundo informa o deslocamento angular e o terceiro baseia no momento magnético a partir do campo magnético do centro da terra [6]. Levando em consideração as limitações dos métodos qualitativos, surge a presente pesquisa que, tem como objetivo, avaliação quantitativa, através de um dispositivo biomédico, composto por sensores inerciais para caracterizar o tremor de punho em pessoas com a Doença de Parkinson. O equipamento foi avaliado através de uma tarefa específica realizado pelos indivíduos envolvidos na pesquisa. Tal dispositivo é devidamente equipado com sensores inerciais, eletromiografia de superfície e por uma placa microcontroladora, responsável reconhecer e caracterizar os movimentos. O dispositivo biomédico é denominado TREMESEN.

TREMESEN e o princípio de funcionamento

Para o funcionamento acoplam-se dois sensores inerciais e um sensor eletromiográfico, no dorso da mão e antebraço, com a finalidade de detectar o movimento do punho. Essas informações, cap-

tadas pelos sensores, são enviadas, através de um cabo de dados, até a placa microcontroladora, responsável pela captura e armazenamento das informações e também pelo processamento dos sinais. O microcontrolador envia o sinal ao computador para o software, TREMESEN. Para o funcionamento desse componente chave, foi escolhido, um “Arduino Due”, composto por uma placa micro controladora com CPU da Atmel SAM3X8E ARM Cortex-M3, de 32 bits, com 54 pinos de entrada/saída digitais e 12 pinos de entrada analógica.

TREMESEN e Posicionamento dos sensores no indivíduo

A Figura 1 representa o TREMESEN e seus componentes.

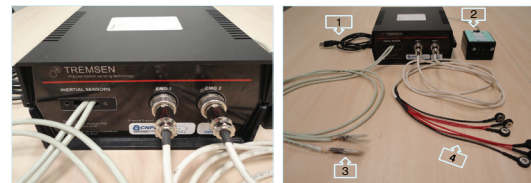


Figura 1: TREMESEN: 1 – cabo USB; 2 – Bateria EMG; 3 – Sensores MinIMU; 4 – Eletrodos EMG.

A Figura 2 representa o posicionamento dos sensores do TREMESEN no indivíduo.



Figura 2: Posicionamento dos sensores: 1 – eletrodo do grupo extensor; 2 – MinIMU 2; 3 – MinIMU 1; 4 – Eletrodo de referência; 5 – eletrodo do grupo flexor; 6 – Peso da mão

Avaliação de Desempenho do TREMESEN

Para verificar o desempenho do dispositivo, foi feito uma atividade de extensão de punho com e sem peso de 92g, adaptado ao dorso da mão por dois voluntários, com e sem a Doença de Parkinson (DP). A Figura 3 representa o resultado dos sensores MinIMUs. Esses sensores demonstram correspondência com o movimento realizado e a diminuição da frequência do tremor com o uso do peso no indivíduo com a DP.

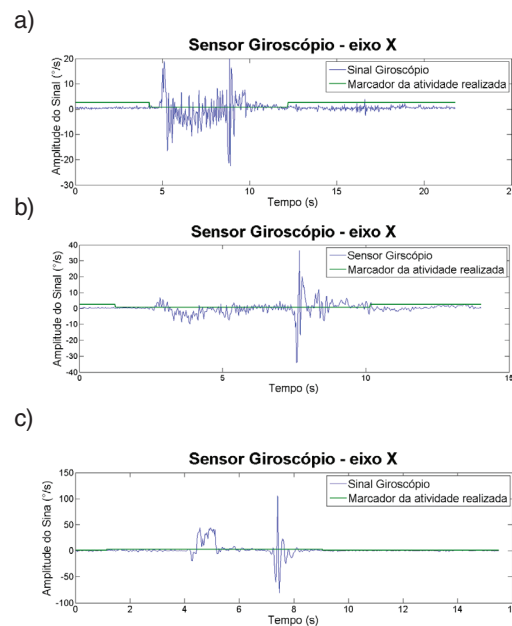
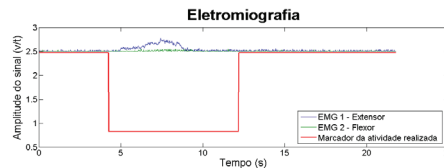


Figura 3: Sinal do sensor inercial tipo MinMUs 1. a - MinMUs 1 sem uso de peso em indivíduos com Parkinson; b - MinMUs 1 com o uso de peso em indivíduos com Parkinson; c - MinIMUs 1 de indivíduos hígido.

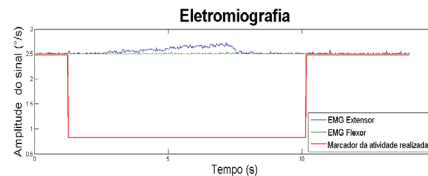
Apesar da pesquisa registrar os sinais através de acelerômetro, magnetômetro e giroscópio nos seus 3 eixos (X,Y,Z) e com os sensores 1 e 2,

foram apresentados apenas os resultados do giroscópio do sensor 1 e o eixo X que, representou melhor o movimento. Conforme esperado, existe uma maior amplitude dos sinais do giroscópio 1 no indivíduo com a DP sem o uso do peso em relação ao indivíduo com peso e ao hígido. Essa constatação é explicada pelo fato do peso ter a característica de ser usado para diminuir o tremor humano. A Figura 4 mostra os sinais de eletromiografia dos grupos musculares analisados, durante a realização da tarefa. Os resultados demonstram correspondência com o movimento realizado e o antagonismo esperado, além da diminuição da amplitude do sinal quando usou o peso.

a)



b)



c)

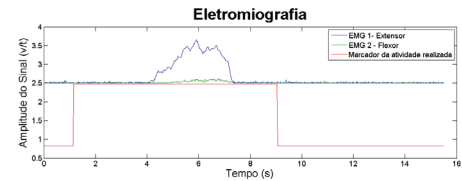


Figura 4: Eletromiografia dos músculos flexor e extensor do punho. a - EMG sem peso em indivíduos com DP; b – EMG com peso em indivíduos com DP; c – EMG de indivíduos hígidos.

Conclusão

O dispositivo, com seus sensores, conseguiu caracterizar o tremor, através de uma atividade de punho, feito pelos indivíduos participantes. Para a construção dessa tecnologia e a aplicação foram utilizados conhecimentos de diferentes áreas. Os resultados iniciais estão condizentes com o objetivo proposto. Entretanto, reconhece a necessidade de avaliação de mais testes de desempenho, resultados quantitativos, análises estatísticas, e aumento da amostra, buscando contribuir para a versão final do equipamento.

Agradecimento

Os autores agradecem à CAPES, FAPEMIG e ao CNPq.

Referências

- [1] V. BORGES and H. B. FERRAZ, "Tremores," *Revista Neurociência*, vol. 14, pp. 43-47, 2006.
- [2] J. P. DE MATTOS, "Differential diagnosis of tremors. Diagnóstico diferencial dos tremores,," *Arquivo de Neuropsiquiatria*, vol. 56, pp. 320-323, 1998.
- [3] S. SMAGA, "Tremor," *American Family Physician*, vol. 68, pp. 1545-1553, 2003.
- [4] K. NOKLEBY, et al., "Screening for cognitive deficits after stroke: a comparison of three screening tools," *Clinical Rehabilitation*, vol. 22, pp. 1095-1104, 2008.
- [5] M. F. S. ALMEIDA, "Análise temporal da Relação entre o Tremor Fisiológico Cinético e o Envelhecimento com Base em Desenhos Digitalizados da Espiral de Arquimedes," *Doutorado, Engenharia Elétrica Universidade Federal de Uberlandia*, 2011.
- [6] E. R. DE LIMA, et al., "Empirical mode decomposition: a novel technique for the study of tremor time series,," *Med Biol Eng Comput*, vol. 44, pp. 569-582, 2006.

THE INFLUENCE OF THE THICKNESS OF SAMPLES TO DETERMINE THE ATTENUATION COEFFICIENT IN RADIOLOGICAL PROTECTION

Baltazar Jose da Silva Neto

INFIS-UFU, 2121,
João Naves de Ávila ave, 1X01, Zip Code: 38400-902,
Uberlândia, MG, Brazil
baltazar_jose@ymail.com

Kelly Nishida

INFIS-UFU, 2121,
João Naves de Ávila ave, 1X01, Zip code 38400-902,
Uberlândia, MG, Brazil
kelly.nishida@hotmail.com

Ana Paula Perini

INFIS-UFU, 2121,
João Naves de Ávila ave, 1X11, Zip code 38400-902,
Uberlândia, MG, Brazil
anapaula.perini@ufu.br

Lucio Pereira Neves

INFIS-UFU, 2121, João Naves de Ávila ave, 1X11,
Zip code 38400-902, Uberlândia, MG, Brazil
lucio.neves@ufu.br

Mauricio Foschini

INFIS-UFU, 2121, João Naves de Ávila ave, 1X24,
Zip code 38400-902, Uberlândia, MG, Brazil
mfoschini@infis.ufu.br

Abstract

This paper determined the attenuation coefficient of materials diversified observing the rate of change in intensity due to the increase in thickness of the blades. It was determined that the use of consigning samples is the detection of prevalent photons from Compton scattering occurring outside the linear path between source and detector. The result shows the need to perform the procedure for determining the attenuation coefficient with the preferred use of thinner blades, even in procedures that have the use of collimators to the beam of photons.

Photoelectric Effect

The photoelectric effect occurs when the photon interacts with an atom: all of its energy is transferred to an electron in the middle, which is converted into kinetic energy, thereby ejecting it from its shell.

Pair production

The pair production occurs when a photon with energy greater than 1 Mev interacts with the nucleus of another atom a quantum ($h\nu$) is destroyed and part of this energy materializes as rest energy (electron-positron) and the remainder as retreat core.

Compton scattering

The Compton Effect (Compton scattering) occurs when a photon interacts with an electron (matter), in this interaction, part of the energy is transferred to the electron that can be ejected from its shell and the photon changes its direction of propagation with less energy [2].

Author Keywords: Attenuation coefficient; Radiation Protection; Compton Effect; Ionizing Radiation.

Introduction

With the discovery of radioactivity, there was a search to characterize how much development there was of the same sort, the main applications being used directly in medicine, industry and in energy production. In the studies applied in medicine, it was noted that radiation had the power to ionize the cells of the human body, causing severe cellular damage. Seeking to minimize such effects of ionizing radiation on living organisms in controlled treatments or exposure in environments with radioactive materials, research on radiation protection was started. This way, within the radiation protection studies, concepts such as shielding calculations become very important in diverse areas of the use of ionizing radiation.

The shielding calculations make it possible to determine how the intensity of a radioactive source behaves upon interacting with a material. This interaction is classified as beam attenuation, also known as the exponential attenuation law:

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x}; \quad 1$$

Being that is the transmitted intensity, is the initial intensity emitted by the source, x the distance traveled by the beam and the attenuation coefficient μ .

The attenuation coefficient represents the probability of interaction of photons with matter, this way being how the energy of the photon is able to be absorbed. The attenuation coefficient was obtained from three types of interaction of radiation with matter: the Compton Effect, the photoelectric effect and pair production. These effects depend on the energy of the incident beam and the atomic number of the material [3].

Therefore, for each type of interaction undergone by the photon exists a specific attenuation coefficient associated with it:

$$\mu = \mu_{(Compton)} + \mu_{(Photoelectric)} + \mu_{(P. Pair)} \quad 2$$

The attenuation coefficient is written merely with the distance dependency, therefore it presents a disadvantage of varying according to the density

of the material used, so it can be rewritten in terms of mass coefficient which is defined as the ratio of the attenuation coefficient and density of the absorbing medium (eq. 3).

$$I(x) = I_0 e^{-\frac{\mu}{\rho} \rho x} . \quad 3$$

The importance of investigating the material attenuation coefficient can be observed by comparing the number of indexed publications completed by consecutive year (Figure 1). Figure 1 was obtained from a search on the site ScienceDirect with the keyword “attenuation coefficient” and shows a significant increase in publications on the attenuation coefficient of materials.

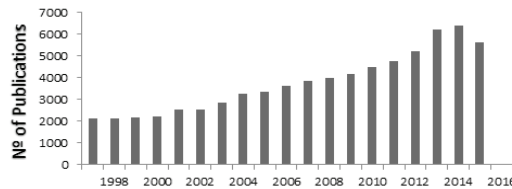


Figure 1. Number of articles for the year on the search drive “Science Direct “with the keyword “attenuation coefficient “.

Therefore, we propose a detailed study of the interference of the Compton Effect on the traditional technique of determining the attenuation coefficient.

Materials and Methods

A Geiger-Muller counter tube was set in the optical path (09025-11 Zählrohr Typ A - PHYWE) with Cobra 3 interface (PHYWE) and data acquisition was performed with the software Mesure_ (PHYWE - Version 4.6.13.1). A source of radium 226 was placed on the opposite side of the optical path (3 μ g) (Phywe - (Vorsicht radioaktive)) and between them a support for addition of the sheets with the materials of interest. The distance between the source and the detector was 0.065 m. The background radiation without the source was 45 photons / mm. The sheets with the materials of interest were: sheets of aluminum with a thickness of 0.16 mm; sheets of glass with thickness of 1.22 mm; sheets of phenolite (printed circuit board) with a thickness of 1.54 mm (copper sheets on glass fiber boards); and sheets of polycarbonate (PC) with a thickness of 4.83 mm. The thickness was varied in each material of interest by adding

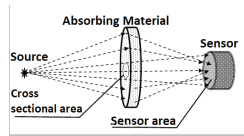


Figure 3. Compton Effect acting in the absorbing material, contributing to the photon count by the sensor.

sheets in sequence. All the materials started with the same distance the radioactive source.

Results

Figure 2 shows the dependence of the intensity that occurred in the detector due to the variation of the thickness of the material of interest. It is noted that the spreading in the glass, polycarbonate and phenolite exhibit the same curve behavior, differing in the intensity decrease rate depending on thickness. It is noticed that despite being very different materials, all have a tendency to reach a certain count value.

The start of all of the curves of Figure 2 of the count number 10 was obtained without the addition of materials between the detector and the radioactive source. The initial rate of the count number depending on thickness allows one to determine the attenuation coefficient, but this determination is only possible with very small diameters. From a certain thickness, curve behavior suggests the addition of counts in the photon detectors originating from other directions, creating similar trends between materials.

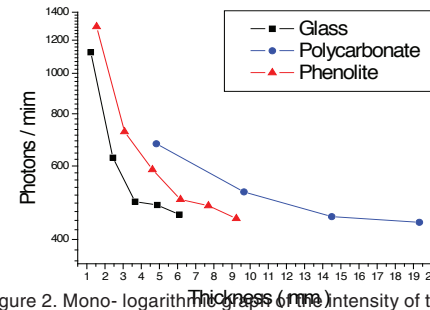


Figure 2. Mono-logarithmic graph of the intensity of the source of radium 226 ($3\mu\text{g}$ considering the thickness of the material).

Considering a radioactive source emits in all directions and the radiation intensity is measured by the detector of area “A” depends on both the area when there is distance between the source and this sensor (inverse square law) [4]. The contribution of the section formed on the shaft in the area of the detector with the source is much better than the rest of the area on the irradiated sample (Figure 3), so with the increase in thickness of each sample, the increase in radiation interaction occurs, thereby increasing the Compton scattering, which makes the intensity recorded at the detector for the Compton effect predominant in relation to the recorded intensity depending on the area of the direct sample section.

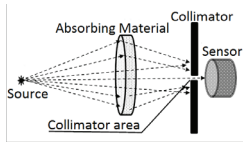


Figure 5. Schematic functioning as a collimator for determining the attenuation coefficient.

When you perform the measure in thinner films, the Compton Effect becomes negligible, changing the attenuation effect in the predominant beam, enabling the experiment to obtain a reliable attenuation coefficient. Thus, for aluminum blades with thicknesses below 500 μm (figure 4) the behavior is nearly linear and it is already been observed in larger thickness the count of scattered radiation due to Compton Effect.

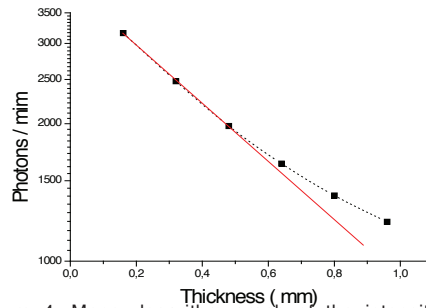


Figure 4. Mono- logarithm graph of the intensity of the source of radium 226 ($3\mu\text{g}$) considering the thickness of the aluminum blades.

Making a linear analysis of the starting points of the curve, we determined the value of the initial intensity of the source, which was 3982 photons/

mm and aluminum attenuation coefficient of, which is very close to the standard value (μ) considering fixed values are obtained for more energy sources and the use of collimators that minimizes detection of scattered radiation (Figure 5), we see the possibility of working with samples of lower thicknesses.

Therefore, to disregard the effect of scattering for the determination of the attenuation coefficient, the use of collimators is required, preferably one close to the source and another close to the detector, but it would also work with thinner samples to effect such measurements, which makes it possible to obtain the initial rate of variation in intensity depending on the thickness (initial attenuation coefficient) which would be closest to the real one.

Conclusion

It can be seen that the results obtained with the need to perform the steps of determining the attenuation coefficient with lower thicknesses of the attenuating samples are essential for determining the rates of intensity variation regarding the rate closest to the actual thickness. Even if there collimators, the

thicknesses of the samples cannot be neglected to obtain a reliable value.

References

[1] H. Moses NUSSENZVEIG, Physics Basic Course, vol 4, Publisher Edgard Blücher, LTD (1999).

[2] Robert K and RESNICK, Quantum Physics - Atoms Molecules Solids Cores and Particles, Publisher Campus, 59-75.

[3] Emerson M. BOLDO e Carlos R. APPOLONI, Aplicações do Espalhamento Compton de Raios Gama, LFNATEC - Publicação Técnica do Laboratório de Física Nuclear Aplicada, Volume 14 - 1ª Edição, Londrina - Paraná, 2010, 1-7.

[4] Eduardo de PAIVA, Principles of calculating shielding in radiotherapy, Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Rio de Janeiro, Brasil, 2014.

SIMULAÇÕES MONTE CARLO PARA AVALIAÇÃO DA DOSE GLANDULAR MÉDIA NORMALIZADA EM MAMOGRAFIA

Jéssica de Rezende Graff

Instituto de Física, Universidade Federal de Uberlândia
(INFIS/UFU), Caixa Postal 593, 38400-902
Uberlândia, MG, Brasil

jessicarezende@fismed.ufu.br

Diego Merigue da Cunha

Instituto de Física, Universidade Federal de Uberlândia
(INFIS/UFU), Caixa Postal 593, 38400-902
Uberlândia, MG, Brasil

dmerigue@infis.ufu.br

Resumo

O câncer de mama é o tipo de câncer mais frequente entre as mulheres, e um modo de diagnosticá-lo é através do exame mamográfico. Para que haja eficácia em um exame mamográfico é necessário um contraste entre os tecidos presentes na mama associado a uma baixa dose. A dose glandular média é uma das grandezas mais indicadas de estimar o risco associado à exposição da mama, sendo obtida através de fatores de conversão, como a dose glandular média norma-

lizada. Esta, por sua vez, é calculada através do Método Monte Carlo. Neste trabalho, obteve-se a dose glandular média normalizada considerando diferentes tipos de mama, e diferentes qualidades de feixe empregados em mamografia digital. Os resultados mostraram que a dose glandular normalizada aumenta com a diminuição da espessura e também com a diminuição da porcentagem de tecido glandular mamário.

Palavras-chave: Câncer de mama; mamografia; dose glandular media; método Monte Carlo.

Introdução

O câncer de mama é o segundo tipo de câncer mais frequente no mundo, sendo o mais frequente entre as mulheres [8]. Um modo de diagnosticá-lo é através do exame mamográfico, e para que este possua uma maior eficácia é necessário que haja um contraste entre os tecidos presentes na mama (tecido glandular, adiposo e fibroso) associado a uma baixa dose. Portanto, o estudo da dose absorvida pela mama é extremamente

importante. A dose glandular média é uma das grandezas mais indicadas de estimar o risco associado à exposição da mama [1], porém ela não pode ser obtida diretamente, sendo usualmente determinada a partir do produto de fatores de conversão, como a dose glandular média normalizada. A dose glandular média normalizada depende das características do espectro de raios X empregado, bem como das características da mama [5, 6]. Uma das formas mais utilizadas para seu cálculo é o Método Monte Carlo (MC), que permite descrever o transporte da radiação através de um meio material [5].

Materiais e Métodos

O método MC é um método estabelecido para simulações computacionais em Física das Radiações, permitindo descrever o transporte da radiação através de um meio material, bem como seus processos de interação [7]. Em particular, este método vem sendo aplicado com sucesso, no estudo da técnica mamografia, a fim de simular as interações da radiação com tecidos mamários, possibilitando a avaliação a qualidade da imagem e dose absorvida, e fornecendo resultados em acordo com métodos experimentais obtidos em si-

tuações clínicas [5, 2]. O intuito do código MC desenvolvido é calcular a dose recebida pela mama. A dose glandular média normalizada, D_{gN} , é obtida como a razão da dose glandular média (energia depositada no tecido glandular pela massa de tecido glandular), pelo kerma no ar na entrada da mama. O modelo geométrico implementado computacionalmente para simulação do exame mamográfico é mostrado na Figura 1, e inclui os componentes existentes na realização do exame, e que afetam a dose glandular média [3]. A mama é simulada como um semicilindro, de espessura h , e raio 8cm, composta por uma mistura homogênea de tecido adiposo e glandular.

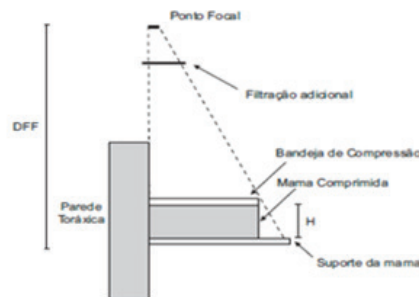


Figura 1. Modelo geométrico utilizado no exame mamográfico [5, 4].

Se o fóton proveniente do ponto focal encontra um objeto em sua trajetória, seu caminho livre x no interior do objeto é sorteado a partir da lei de atenuação exponencial [7]. Se x é maior que a dimensão do objeto, o fóton é transmitido sem interagir. Caso contrário, se a posição final do fóton se encontra dentro de um objeto, uma interação é sorteada com probabilidades dadas pelos valores relativos das seções de choque de cada tipo de interação.

Consideraram-se feixes provenientes das seguintes combinações ânodo/filtro: Mo/Mo, Mo/Rh, Rh/Rh, W/Rh e W/Ag, no intervalo de 20 kV a 40 kV. Variou-se a espessura h da mama e a porcentagem de tecido glandular mamário, obtendo-se assim diferentes valores de dose normalizada.

Resultados

Os resultados obtidos mostram que a dose glandular normalizada aumenta com a diminuição da porcentagem de tecido glandular mamário, como ilustra a Figura 2. Por exemplo, no potencial de 30 kV a D_{gN} é 30% maior para a mama 1% glandular e 15% maior para a mama 50% glandular do que para a mama 100% glandular.

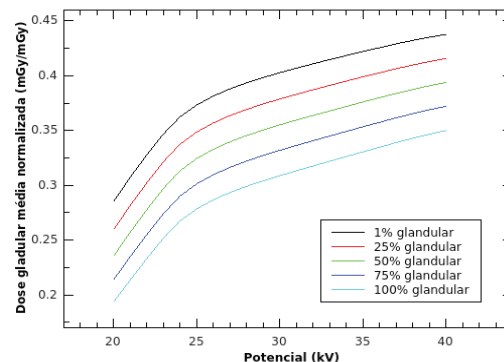


Figura 2. Dose glandular normalizada em função do potencial, considerando uma mama de 4 cm, e combinação anodo/filtro de W/Rh.

Observou-se também que a dose glandular normalizada aumenta com a diminuição da espessura da mama, como ilustra a Figura 3. Por exemplo, no potencial de 30 kV a D_{gN} é 171% maior para a mama de 2 cm e 74% maior para a mama de 4cm do que para a mama de 8 cm de espessura.

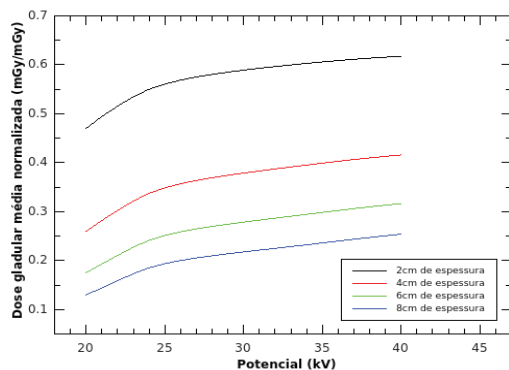


Figura 3. Dose glandular normalizada em função do potencial, considerando uma mama 25% glandular, e combinação anodo/filtro de W/Rh.

A Figura 4, apresenta a dependência da dose glandular média normalizada com a combinação ânodo/filtro para uma mama de 4cm de espessura e 25% glandular. No potencial de 30 kV a D_{gN} é 40% maior para W/Ag, 32% maior para W/Rh e 12% maior para Mo/Rh do que para a combinação Mo/Mo.

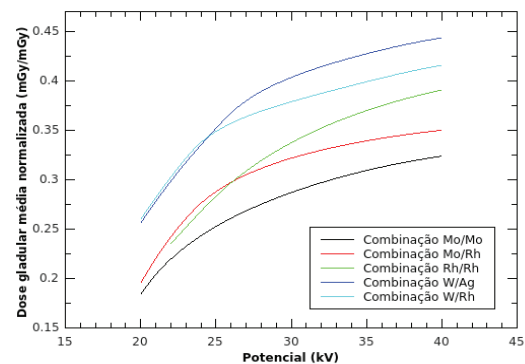


Figura 4. Dose glandular normalizada em função do potencial, considerando uma mama de 4 cm de espessura e 25% glandular.

Conclusão

Os resultados foram comparados com outros autores da literatura apresentando uma diferença de até 15% [5, 2, 4], essa diferença pode ser atribuída aos diferentes modelos de mamas utilizados e diferentes espectros empregados. A análise dos dados obtidos possibilitou um maior entendimento acerca das características dos feixes utilizados na técnica digital, e sua influência sobre o risco associado a exposição da mama durante a realização do exame mamográfico.

Referências

- [1] ACR (1999), Mammography quality control manual, medical physicist's section, Technical report, American College of Radiology, Reston, VA.
- [2] BOONE, J. M. (1999), 'Glandular breast dose for monoenergetic and high-energy x-ray beams: Monte Carlo assessment', *Radiology* 213(1), 23–37.
- [3] BOONE, J. M., BUONOCORE, M. H. e COOPER III, V. N. (2000a), 'Monte Carlo validation in diagnostic radiological imaging', *Med. Phys.* 27(6), 1294–304.
- [4] CUNHA, D., TOMAL, A. e POLETTI, M. E. (2010), 'Evaluation of scatter-to-primary ratio, grid performance and normalized average glandular dose in mammography by Monte Carlo simulation including interference and energy broadening effects', *Phys. Med. Biol.* 55, 4335–59.
- [5] DANCE, D. R. (1990), 'Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose', *Phys. Med. Biol.* 35(9), 1211–19.
- [6] DANCE, D. R., YOUNG, K. C. e VAN ENGEN, R. (2009), 'Further factors for the estimation of mean glandular dose using the United Kingdom, European and IAEA breast dosimetry protocols', *Phys. Med. Biol.* 54(14), 4361–4372.
- [7] RAESIDE, D. E. (1976), 'Monte-Carlo principles and applications', *Phys. Med. Biol.* 21(2), 181–97.
- [8] www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/tiposdecancer/site/home/mama

CALIBRATING THE OPEN SOURCE E-HEALTH SENSOR PLATFORM DEVELOPED BY COOKING-HACKS, SPAIN

Fernando Max Lima

Federal University of Uberlândia
Av. João Naves de Ávila, 2121
Uberlândia, 38408-100 Brazil
fermaxlima@hotmail.com

Maria José Ferreira Zaruz

Federal University of Uberlândia
Av. João Naves de Ávila, 2121
Uberlândia, 38408-100 Brazil
fisio.mz@hotmail.com

Carolina Mendes de Godoi

Federal University of Uberlândia
Av. João Naves de Ávila, 2121
Uberlândia, 38408-100 Brazil
carol.mgodoi@hotmail.com

Steffen Walter

University of Ulm
Frauensteige 6, 89075 Ulm Germany
steffen.walter@uni-ulm.de

Adriano Alves Pereira

Federal University of Uberlândia
Av. João Naves de Ávila, 2121
Uberlândia, 38408-100 Brazil
adriano@eletrica.ufu.br

Adriano de Oliveira Andrade

Federal University of Uberlândia
Av. João Naves de Ávila, 2121
Uberlândia, 38408-100 Brazil
aoandrade@feelt.ufu.br

Abstract

The aim of this study is to describe the calibration process and results of the E-health Sensor Platform v2.0. Pulse oximeter (pulse rate and oximetry) and temperature sensor readings were tested against standard certified medical devices by means of statistical correlations and linear models evaluation, using the company's provided libraries over Arduino board. Strong correlations were found for the three evaluated parameters. However, issues regarding pulse oximeter

readings within specific ranges were also found. The sensor platform provides reliable data, nonetheless, calibration process is always needed in order to identify malfunctions in advance.

Author Keywords: Body Temperature; Calibration; Heart Rate; Oximetry; Pulse; Skin Temperature

Introduction

The e-Health Sensor Platform has been designed by Cooking Hacks (an open hardware division of © *Libelium Comunicaciones Distribuidas S.L.*, Spain) aiming to help Arduino and Raspberry Pi microcontroller boards users to measure biometric sensor data for experimentation, fun and test purposes in order to develop new open source medical products and applications. It comprises nine different sensors which allow the monitoring of ten biomedical signals: body position; pulse; blood oxygen saturation; temperature; blood glucose; airflow; galvanic skin response; electromyography; electrocardiography, and; blood pressure. Furthermore, it has an UART port which can be used to add wireless communication modules [1].

However, continuous and simultaneous monitoring does not work for all sensors, limiting the amount of

possible interactions among the different sensors. In addition, the platform has no medical certification and its use to monitor critical patients who need accurate medical monitoring is discouraged [1].



Figure 1. E-health sensor platform V2.0 for Arduino and Raspberry Pi connected to an Arduino board and all biomedical sensors.

In this sense, the aim of this study is to present the procedures and results of the calibration process of pulse oximeter and temperature sensors of the e-health sensor platform using libraries provided by developers.

Methods

Blood oxygen saturation, pulse and temperature sensors were taken to the Bioengineering Sector of the Clinical Hospital of the Federal University of

Uberlandia, where medical devices are repaired and calibrated. These sensors were chosen based on the availability of other devices to calibrate them at the Bioengineering Sector. All calibration process was performed from May to June 2015.

Blood oxygen saturation and pulse sensors (which constitute a unique device) were calibrated using an Index2 SpO2 Simulator (Fluke Biomedical, USA) device especially designed to calibrate other medical devices (last calibration performed in 08/13/2014). A mix of ascending and descending protocols was performed with steps of 2% and 5bpm per minute, ranging from 40% and 36bpm to 100% and 200bpm, respectively.

Temperature sensor were calibrated using another temperature sensor (Fluke Biomedical, USA), which already has medical certification (last calibration performed in 08/13/2014), and an electronic incubator with digital temperature control of its internal environment. Both sensors were positioned one centimeter apart, parallel one another regarding the horizontal plane, inside the electronic incubator. A mix of ascending and descending protocols was performed with steps of 0.5°C every 20 minutes, ranging from 30.5°C to 40°C. All devices were initialized half an hour

before the commencement of the experiments in order to stabilize sensor readings.

All sensors were calibrated using the libraries provided in the developer's Website. Only minimal adjustments were made whenever necessary to properly load and run the code into Arduino Uno board.

Scatter plots were used to inspect data visually, and Shapiro-Wilks normality test was used to assess data distribution. Correlation coefficients and Linear Regression Models with their associated statistics were assessed to compare platform readings and standard devices readings, and also to estimate linear models to be implemented digitally in order to correct the platform readings. All exploratory data analysis and statistics were performed using Matlab® (The MathWorks Inc., USA) software, version R2013a.

Results and Discussion

A total of 505 and 103 samples were obtained for the temperature sensor and for the pulse oximeter, respectively. After visual inspection, three outliers from temperature readings were removed from temperature data, and a problem in the pulse readings of the pulse oximeter was identified in the range between 115 and 140 bpm, leading authors to exclude pulse data within this range (therefore,

14 observations were excluded). In addition, all data showed non-normal distribution.

Figure 2 shows scatter plots of only suitable data, and linear models after excluding outliers and wrong readings for all three variables. Linear models and R values for the three studied variables are also presented in Figure 2, where Target is e-health reading, and Output is the corrected value.

In Table 1, a correlation matrix is presented comparing standard readings, e-health platform readings, and e-health readings corrected by the computed models. Differences between standard and e-health readings and between standard and models readings median values were: 0 and 0.03 bpm (Pulse Rate); 2 and 2.92 % (Oximetry), and; 2.24 and 3.99 °C (Temperature).

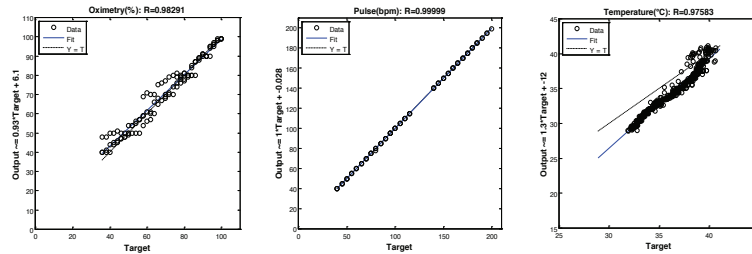


Figure 1. Scatter plots and Linear Models of the three variables assessed.

		Respective Parameter		
		Standard	E-health	Model
Pulse Rate	Standard	1.00	0.98	1.00
	E-health	0.98	1.00	1.00
	Model	1.00	1.00	1.00
Oximetry	Standard	1.00	0.98	0.98
	E-health	0.98	1.00	1.00
	Model	0.98	1.00	1.00

		Respective Parameter		
		Standard	E-health	Model
Temperature	Standard	1.00	0.98	0.98
	E-health	0.98	1.00	1.00
	Model	0.98	1.00	1.00

Table 1. Correlation matrix for the Spearman correlation tests among standard, e-health and model readings for the three evaluated variables: Pulse Rate; Oximetry, and; Temperature.

Once there is no data-sheet or device manual available regarding how sensors work, the authors contacted the company to inform the problems that were found. Cooking-Hacks maintain an online forum to provide technical assistance to their customers. There we found that other costumers faced the same problem with the pulse oximeter sensor, getting wrong measures for both pulse rate and blood oxygen saturation readings [2].

Regarding solely the problems exposed in this paper, issues concerning pulse oximeter readings seems to be due to malfunction of the provided library functions, once the sensor LED display shows the right values, while those observed in the serial monitor of Arduino's software and stored into digital file are wrong.

Cooking-Hacks technical support said they would be releasing updated libraries in the next weeks following the authors' contact concerning the pulse oximeter malfunction, which took place in the beginning of July 2015. An updated library was released by the end of July 2015. However, the authors had no time to evaluate this new library.

Although all linear models, but pulse rate, showed no improvements on correlation coefficients, the authors want to emphasize the need of the

calibration process while using non certified devices, because direct measures of patients' biomedical signals might lead to mistakes or incorrect inferences regarding patient's state due to system or device malfunctions.

Conclusion

The low cost biomedical E-health sensor platform v2.0 seems to provide reliable information regarding biomedical measures of blood oxygen saturation, pulse rate and temperature. However, calibration process is necessary for every single device once malfunctions may not only occur frequently, but they may also be different among different devices.

References

- [1] Cooking Hacks Forum. <https://www.cooking-hacks.com/forum/viewtopic.php?f=39&t=7768&sid=cc652cd712fc100a-12476cf824602b6c&start=10>
- [2] e-Health Sensor Platform V2.0 for Arduino and Raspberry Pi [Biometric / Medical Applications]. <https://www.cooking-hacks.com/documentation/tutorials/ehealth-biometric-sensor-platform-arduino-raspberry-pi-medical>

PROPOSTA DE UM SISTEMA CONJUNTO PARA CLASSIFICAÇÃO DO TREMOR HUMANO EM PACIENTES TRANSPLANTADOS RENAI E SUA RELAÇÃO COM NEUROTOXIDADE DE IMUNOSSUPRESSORES

Bruno Coelho Calil

Faculdade de Engenharia Elétrica,
Laboratório de Engenharia Biomédica,
Universidade Federal de Uberlândia – UFU.

vccalil@ufu.br

Adriano Alves Pereira

Faculdade de Engenharia Elétrica,
Laboratório de Engenharia Biomédica,
Universidade Federal de Uberlândia – UFU.

a.alves.pereira@uol.com.br

Adriano de Oliveira Andrade

Faculdade de Engenharia Elétrica,
Laboratório de Engenharia Biomédica,
Universidade Federal de Uberlândia – UFU.

aoandrade@feelt.ufu.br

Resumo

Tacrolimus é um imunossupressor administrado a pacientes após transplante para diminuição da rejeição do órgão transplantado. Porém, o uso

de imunossupressores em transplantes renais gera certa neurotoxicidade e, entre os efeitos observados, tremor é relatado. Usando de sensores inerciais, eletromiografia (EMG) e um aparelho de rastreamento em 3 dimensões, pretende-se categorizar o tremor de pacientes já transplantados de forma não invasiva, com relação a dosagem do imunossupressor e sua neurotoxicidade.

Palavras-chave: Tremor, Transplante renal; Sensores inerciais; Neurotoxicidade; EMG.

Introdução

A medição dos níveis de tacrolimus no corpo é uma parte intrínseca da gerência no transplante de pacientes por conta da variação do metabolismo do paciente. Existe, então, uma certa confusão no método de monitoramento a ser usado (plasma, sangue, etc)[1,6]. Com este monitoramento, pode-se acompanhar a nefrotoxicidade (níveis de

O TREMSEN

Composição: Este dispositivo é composto por um microprocessador (Arduino Due) com uma placa de captura e processamento de sinal, com sensores inerciais e eletromiográficos para aquisição sinais de acelerometria, de giroscópio, magnetômetro, bem como sinais advindos de eletromiografia. Com resolução suficiente para detecção do tremor humano.

toxicidade do imunossupressor no rim) e consequentemente a neurotoxicidade (níveis de toxicidade do imunossupressor no sistema neurológico).

Uma das formas de visualização da necessidade de aumento/diminuição da dosagem do imunossupressor é o aumento ou diminuição do tremor de membros superiores de acordo com a dosagem[1,2]. Porém, isto é muito subjetivo, sendo dependente da experiência do especialista em questão.

Para obter uma resposta mais precisa e automatizada para atingir um classificador de tremor associado a dosagem do imunossupressor, serão usados 2 aparelhos, o TREMSEN e o Leap Motion discutidos mais abaixo.

Após os dados serem colhidos, o uso de uma ferramenta de SVM (Support Vector Machine) será usada para tentar classifica-los segundo a concentração da dosagem do imunossupressor [4].

Dispositivos para coleta de dados

Para a coleta dos dados dos pacientes, serão usados dois dispositivos: o TREMSEN e o Leap Motion.

Dispositivo TREMSEN

O dispositivo funciona acoplando-se sensores para detecção da movimentação da mão durante o protocolo de atividade proposto, sendo este um no punho e outro no antebraço, com um terceiro para captura de eletromiografia, o qual é posicionado no antebraço do paciente. Tais dados são transportados via cabo para o microcontrolador. Com estes dados adquiridos e processados, é enviado ao computador para o aplicativo do dispositivo, de forma a permitir a visualização em canais separados, bem como o armazenamento dos dados obtidos.

Dentre os sensores do TREMSEN, o sensor Mini-MU é notório por fornecer diversos dados inerciais (IMUs – Inertial Measurement Units, ou, Unidades de Medidas Inerciais) sobre posicionamento, devido a ter em sua constituição, um acelerômetro, giroscópio e um magnetômetro.

O Leap Motion

Composição: O controlador Leap Motion é um aparelho de rastreamento em 3 dimensões (3-D) que detecta e rastreia alvos com uma precisão de até 0.01 milímetros num espaço de 0.23m^3 com um campo de visão de 150 graus, tendo como área uma pirâmide invertida com seu menor ponto sendo na base do aparelho. Medindo 1,27cm de altura, comprimento de 3.05cm e profundidade de 7.62cm, pesando 45.36g [3].

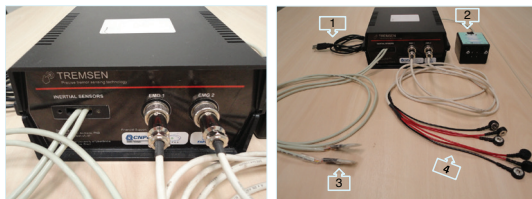


Figura 1. TREMSSEN e seus componentes. 1 – cabo USB; 2 – Bateria EMG; 3 – Sensores MiniMU; 4 – Eletrodos EMG.

Este sensor identifica estas grandezas tomando como base para seu funcionamento o eu posicionamento em relação aos eixos cartesianos (X, Y e Z). A partir do momento em que o sensor está posicionado no paciente, é usada uma bateria externa para atenuação do ruído de 60Hz da rede de energia elétrica.

Um sensor referente a medição da atividade elétrica dos músculos (Eletromiografia - EMG) também está incorporado ao TREMSSEN. Nele a eletromiografia é realizada para avaliação dos grupos musculares flexores da mão, bem como os extensores, localizados no antebraço. Este posicionamento é escolhido por serem estes os responsáveis pelos movimentos da mão dos seres humanos.

O TREMSSEN utiliza um microprocessador Arduino Due composto por uma placa micro controladora com CPU da Atmel SAM3X8E ARM Cortex-M3, de 32 bits, com 54 pinos de entrada/saída digitais e 12 pinos de entrada analógica.

O posicionamento dos eletrodos e sensores visam captar os movimentos da mão em diversas tarefas, para tanto, os dois IMUs foram colocados sobre a face dorsal da mão e outro sobre a face dorsal do antebraço, de forma a estarem equidistantes. Já os eletrodos de EMG são posicionados nos grupos flexores e extensores no antebraço do paciente, responsáveis pelo movimento da mão.

Leap Motion

O controlador Leap Motion envia dados em forma de posição, direção, velocidade e outros coordenada em uma taxa de 200 frames por segundo (fps) quando está com seu mínimo requerimento exigido (computadores com processadores inferiores foram testados e apresentaram inconsistência na taxa de fps) [4].

O princípio de funcionamento do Leap Motion, como mostrado na Figura 3, consiste em 2 câmeras (CCD – Charged Coupled Device) e 3 LEDs infravermelhos, além de pré-processamento para

que possa ser combinada uma 'área visual' no espaço tridimensional.

O controlador não é afetado pela interferência de fontes elétricas, artefatos mecânicos, artefatos de estímulo e atividade elétrica de músculos que não são de interesse.

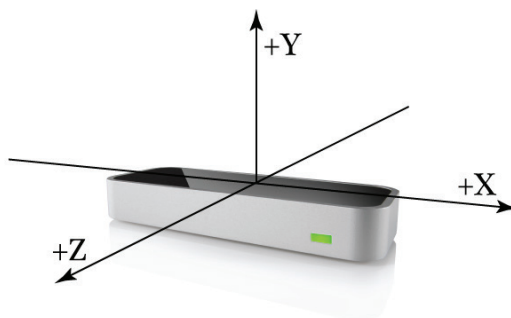


Figura 2. Leap Motion e sua representação dos 3 eixos cartesianos.

Este será colocado abaixo da mão do paciente, abaixo 24cm da mão do mesmo, e centralizado de acordo com a localização do centro do punho do paciente. Como mostrado no esquemático da Figura 4.

Foi desenvolvido um software em Visual C# para que os dados de velocidade, aceleração e posicionamento no espaço do centro da mão, bem como das pontas dos dedos fossem coletados.

Protocolo de coleta de dados

Será, primeiramente, avaliada a dosagem do imunossupressor recebida pelo paciente e dados como idade e tempo de tratamento. Após este, será feita a colocação dos sensores do TREMSSEN no paciente, será dada uma explicação sobre os movimentos a serem realizados pelo mesmo para uma coleta de dados uniforme listados a seguir:

Repouso (mão com os sensores descansada na mesa); movimento de pinça com os dedos; movimentos de mão (estendido para o nariz); rotação da mão; segurando o braço reto em máxima extensão.

Deve-se notar que nem todos os movimentos realizados podem ser medidos com o Leap Motion, de forma a este poder ser processado em conjunto com o TREMSSEN apenas nos dados em que ambos possam ser coletados.

As tarefas solicitadas possuem 10 repetições num intervalo de 20 segundos cada, sendo a série repetida 3 vezes.

Os pacientes terão seus dados recolhidos quando forem receber a medicação por 3 vezes seguidas, tendo informações como dosagem e a quantia de tempo que o mesmo recebe a medicação.

Análise dos dados

Após os dados serem obtidos, uma comparação entre os dados do TREMSEN e do Leap Motion será realizada para os movimentos analisados pelos dois aparelhos para garantir a confiabilidade dos dados.

Após este, os dados serão processados por uma ferramenta de classificação binária de SVM (Support Vector Machine) o qual procura por um hiperplano ótimo que separa os dados em duas classes [6].

Os dados serão classificados segundo seu tipo e aparelho usado, de forma a encontrar a forma ótima para a classificação do tremor com relação a dosagem do imunossupressor.

Agradecimentos

Os autores gostariam de agradecer ao governo brasileiro (CAPES, CNPq e FAPEMIG) pelo apoio a este estudo.

Referências

- [1] DANOVITCH, G.M. Handbook of Kidney Transplantation. Lippincott Williams & Wilkins, 3rd ed.
- [2] MEANEY, C.J., et al. Validity and reliability of a novel immunosuppressive adverse effects scoring system in renal transplant patients. BMC Nephrology (2014) 15:88.
- [3] Leap Motion. <https://www.leapmotion.com/>.
- [4] ZAITI, I.A., PENTIUC, S.G., VATAVU, R.D. On Free-hand TV control: experimental results on user-elicited gestures with Leap Motion. Personal and Ubiquitous Computing(2015): 863.
- [5] VARGHESE, J., REDDY, M.S., VENUGOPAL, K., et al., Tacrolimus-related adverse effects in liver transplant recipients> Its association with trough concentrations Indian Journal of Gastroenterology(2014) 33:456
- [6] The Mathworks documentation. http://www.mathworks.com/help/stats/fitcsvm.html#bt8v_23-1

O LEAN SEIS SIGMA COMO FERRAMENTA PARA A OTIMIZAÇÃO DA QUALIDADE HOSPITALAR

Gustavo Rodrigues Lemos¹

gustavo.r.lemos@hotmail.com

Selma Terezinha Milagre¹

selma@eletrica.ufu.br

Vítor Silva Rodrigues

Gestão de Processos (HCU-UFU)

vitorr@hc.ufu.br

¹Universidade Federal de Uberlândia (UFU) - Faculdade de Engenharia Elétrica Av. João Naves de Ávila, 2121 Uberlândia – Minas Gerais

Resumo

Ante aos problemas da saúde pública, manter os níveis de qualidade é um grande desafio. A utilização de ferramentas de gestão torna-se relevante ao criar alternativas para a otimização dos resultados. Este trabalho parte de tal contexto, aplicando a metodologia Lean Seis Sigma no setor de Processamento de Roupas de um hospital público de grande porte, levantando soluções ao problema da escassez do enxoval hospitalar. Sendo o Lean

focado na redução de desperdícios e o Seis Sigma na melhoria dos processos, identificou-se as falhas operacionais. A definição de medidas para sanar erros nos procedimentos de lavagem das roupas visou aumentar a eficiência dos serviços. O trabalho apontou que há lacunas de má qualidade que podem ser aperfeiçoadas com um olhar integral à satisfação das partes interessadas.

Palavras-chave: Gestão da qualidade; *Lean* Seis Sigma; Processamento de Roupas Hospitalares.

Introdução

Ao longo da evolução dos serviços de assistência médica o pensamento sobre a manutenção da qualidade ficou restrito ao tratamento, na maioria das vezes. Ainda hoje, os administradores hospitalares, bem como os pacientes, preocupam-se com o desempenho da equipe clínica e conservação dos equipamentos, mas não dão devida atenção à qualidade dos processos administrativos e às técnicas para verificação dos seus níveis de conformidade [1].

A gestão hospitalar ainda é conservadora, executada grande parte das vezes por médicos e enfermeiros, que se mantêm fechados à inovação. Por não possuírem uma formação focada em administração, as técnicas utilizadas por tais profissionais no cotidiano dos hospitais são desatualizadas e rasas. Dessa forma, é necessário inovar com um modelo institucional centrado na otimização dos processos. Há urgência por melhorias em instituições públicas de saúde e os resultados de aplicações isoladas de métodos de gestão da qualidade podem abrir a visão das atuais lideranças [1].

O *Lean Manufacturing* é uma ferramenta de gestão da qualidade que torna os processos mais enxutos. Ao otimizar e organizar as ações é possível eliminar as perdas e reduzir os custos. A aplicação da metodologia parte da investigação de desperdícios em oito diferentes vertentes: espera; estoque; intelectual; movimentação; superprocessamento e superprodução. De tal forma, a análise do ambiente em cada uma das fontes de desperdício traz à tona tudo que prejudica o desempenho correto da organização [2].

Assim como o *Lean*, o Seis Sigma tem a finalidade de incrementar a qualidade institucional, mas agora atuando sobre a exclusão das falhas

nos processos. Essa estratégia visa os melhores resultados e a satisfação plena dos clientes, ao identificar e eliminar todas as variações processuais. Sigma é uma letra grega que representa o desvio-padrão de uma determinada dispersão. Na escala de um a seis, quanto maior o Nível do Sigma, melhor será a qualidade de uma empresa e menores serão os erros. Em processos Seis Sigma a perfeição chega a 99,99966%, aproximando os resultados à perfeição e ao nível zero de falhas. Assim, é necessário medir o Nível Sigma dos processos e aplicar ferramentas de gestão da qualidade para chegar ao valor seis [2, 3].

Um sistema de gestão da qualidade forte une as duas técnicas citadas. Enquanto o *Lean* identifica as etapas que não agregam valor e otimiza o processo, o Seis Sigma melhora a capacidade das etapas que agregam valor, reduzindo defeitos e eliminando as variações. O Seis Sigma é então aplicado executando um ciclo de melhoria contínua, cujos passos são: definição do processo e suas falhas; medição do nível de qualidade; análise das causas dos erros; melhoria dos problemas encontrados e controle do sistema de qualidade, para manter o grau de desempenho [3].

Assim, este trabalho teve como propósito instalar o *Lean Seis Sigma* no contexto hospitalar, aplicando-o no setor de Processamento de Roupas Hospitalares de um hospital público de grande porte. A unidade em questão tem a finalidade de oferecer roupas limpas e com qualidade aos diversos setores do hospital. Parte do serviço é terceirizado. Todos os dias uma empresa contratada recolhe roupas sujas nas dependências do hospital e devolve roupas limpas. Todo o material é pesado quando deixa e chega à instituição pública. Porém, o hospital sofre com a escassez de peças do enxoval hospitalar, gerando inoperabilidade nos locais que dependem do vestuário para a execução dos cuidados médicos. Busca-se oferecer a possibilidade de eliminar falhas, corrigindo desvios e não conformidades ao analisar as saídas dos processos.

Metodologia

O trabalho desenvolvido no setor de Processamento de Roupas Hospitalares de um hospital público de grande porte, durante o mês maio de 2015, foi iniciado mediante a identificação da opinião dos clientes, detalhando quais são os seus anseios e como eles vêm o serviço prestado na

atualidade. Partindo disso, foi possível notar a proporção do problema da escassez de roupas e iniciar a aplicação da ferramenta *Lean*. Cada uma das oito vertentes possíveis de desperdícios foi mapeada, no decorrer dos procedimentos do setor. Dessa forma, foi possível identificar a origem das perdas e o quanto cada uma delas afeta na qualidade do ofício prestado.

Para as cinco etapas do ciclo de melhoria do *Seis Sigma*, foram elaborados fluxogramas com a intenção de facilitar a visualização dos procedimentos do projeto de melhoria. A fase de definição do *Seis Sigma* partiu do estudo dos manuais e documentos do setor, com a finalidade de conhecer seus processos e entender a estrutura dos trabalhos. Como sequência, cada uma das falhas foram listadas e estabeleceu-se uma ordem de prioridade, privilegiando a resolução das que mais afetam a qualidade da assistência hospitalar. Para isso, elaborou-se uma matriz de Análise de Modos de Falhas e Efeitos (FMEA), em que o levantamento da severidade, probabilidade ocorrência e detecção das falhas nas operações permitiu classificar os problemas com maior prioridade para melhoria.

Já na etapa de medição do Seis Sigma calculou-se o Nível Sigma do problema com maior urgência encontrado. A operação envolve dados referentes à quantidade de defeitos encontrados, o número de unidades inspecionadas e a oportunidade de falhas para cada uma das unidades. Na fase de análise, desenvolveu-se um diagrama de causa e efeito, para então, no estágio de melhoria, levantar sugestões e procedimentos para sanar os erros do setor de Processamento de Roupas. Da mesma forma, enumerou-se passos básicos para o controle do nível da qualidade, que permitem manter o grau de conformidade nos processos.

Resultados e Discussões

Há demasiada diversidade nos clientes do setor de Processamento de Roupas do hospital envolvido na aplicação deste trabalho. Devido ao fato da organização ser de grande porte, é necessário oferecer elevada quantidade de roupas limpas, para muitas unidades. Em todas elas, a queixa sobre a falta de peças do enxoval acontece, demonstrando a insatisfação das partes interessadas com os serviços prestados. O diagnóstico obtido por meio do Lean apontou a existência de uma série de desperdícios, sendo eles relacionados: a

defeitos nas máquinas de costura e lavagem dos tecidos e danos nas roupas; espera por atrasos entre os processos; falta de material no estoque; não aproveitamento adequado da capacidade intelectual dos funcionários; desaparecimento de roupas ao longo da movimentação durante o uso; superprocessamento, ao ser necessário limpar mais de uma vez as roupas, por falhas nos procedimentos; superprodução referente à elevada demanda por reparo e confecção de novas roupas.

A Análise de Modos de Falhas e Efeitos demonstrou que a falha com maior prioridade de resolução está relacionada ao processo de lavagem das roupas hospitalares pela empresa terceirizada, contratada pela organização pública. Dados obtidos por planilhas já existentes no setor permitiram o estudo aprofundado dessa operação. Variáveis como a quantidade de roupas sujas recolhidas e de roupas limpas devolvidas ao hospital foram observadas e permitiram apontar para um rendimento de 85,45% no processo. Assim, o Nível Sigma encontrado foi 3, demonstrando que há possibilidade de melhoria nas atividades.

O Gráfico 1 indica a frequência de ocorrência de desperdício de roupa no processo de lavagem pela empresa terceirizada (eixo y) para diferen-

tes valores de pesos (eixo x), em Kg, durante um mês de análises. Como a meta de qualquer organização hospitalar é o nível zero de desperdício, nota-se que a dispersão neste caso encontra-se deslocada, com valores acima do desejado.

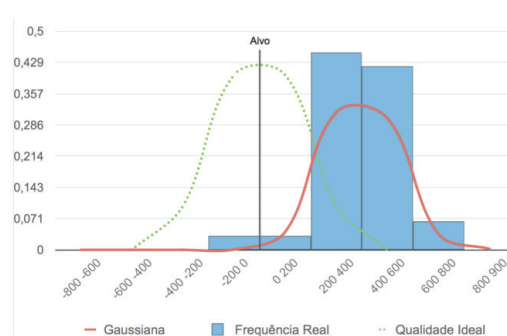


Gráfico 1. Dispersão da quantidade de roupa desperdiçada pela sua frequência de ocorrência

Apurou-se que as principais causas das falhas na lavagem das roupas na empresa terceirizada estão relacionadas à inspeção ineficiente durante o processo de pesagem das roupas no hospital; as máquinas da empresa contratada estragam as roupas; os tecidos das peças são frágeis; não há o cumprimento correto do contrato, por parte da empresa terceirizada; não há rigor na fiscalização

dos serviços terceirizados. Como consequência, a devolução de roupas limpas pela empresa contratada é insuficiente, desta forma, é necessário atacar as causas, criando planos de ação para melhoria e controlar os resultados.

Conclusões

Como o setor de Processamento de Roupas do hospital submetido a este trabalho sofre todos os dias com as reclamações devido à falta de roupas, há demasiada superprodução para confeccionar mais peças do enxoval hospitalar, na tentativa de sanar o problema da escassez. As tarefas são realizadas por demanda, sem uma previsão do quanto deve-se produzir e, muito menos, conhecer os reais motivos que levam ao já comum desaparecimento das vestes. O trabalho em questão mostrou que o número reduzido de roupas é ocasionado também por ineficiências na gestão, uma vez que não existem critérios de avaliação da qualidade nos processos. É preciso tornar rotina a etapa de controle dos resultados, intervindo com ações de melhoria sempre que falhas forem encontradas.

Os problemas relacionados à empresa prestadora de serviços terceirizados não deveriam existir,

pois as exigências estão especificadas de forma clara em contrato. Aumentar a fiscalização da quantidade de roupas limpas entregues, disponibilizar um funcionário do hospital para acompanhar o processo de limpeza das roupas na sede da empresa terceirizada, bem como reconsiderar a participação da mesma organização privada no próximo edital de licitação, são sugestões para reverter o quadro problemático.

Diante das circunstâncias apresentadas, pode-se deduzir que existe espaço para a melhoria geral da organização e o proporcional incremento da sua qualidade e oferta de serviços à população. Agir de acordo com os anseios das partes interessadas é o meio ideal para otimizar os processos e atingir as metas de qualidade na assistência à saúde.

Agradecimentos

Os autores agradecem à FAPEMIG, CAPES e CNPq, por tornarem possível a realização desse trabalho.

Referências

- [1] COUTO, R. C. e PEDROSA, T. M. G. Hospital: Acreditação e Gestão em Saúde. Rio de Janeiro: 2007.
- [2] RAMPERSAD, H. e EL-HOMSI, A. TPS-Lean Seis Sigma. Rio de Janeiro: 2012.
- [3] AGUIAR, S. Integração das Ferramentas da Qualidade ao PDCA e ao Programa Seis Sigma.

DESENVOLVIMENTO DE PROCEDIMENTOS OPERACIONAIS PADRÃO (POPS) PARA OPERAÇÃO DE EQUIPAMENTOS MÉDICO-HOSPITALARES

Jéssica M. M. de Paula¹

jehbiomedica@gmail.com

Selma Terezinha Milagre¹

selma@eletrica.ufu.br

¹Universidade Federal de Uberlândia (UFU)

Faculdade de Engenharia Elétrica Av. João Naves de Ávila,
2121 Uberlândia – Minas Gerais

Resumo

O ponto fundamental para os Estabelecimentos Assistenciais de Saúde (EAS) é manter seu parque de equipamentos com alta disponibilidade e em condições seguras de uso. Para isso é necessário uma gestão de manutenção de qualidade, e uma ferramenta que tem sido utilizada atualmente é o Procedimento Operacional Padrão (POP), que descreve uma sequência de passos que devem ser dados pelo operador ou profissional para garantir o resultado esperado em determinada tarefa. Neste

contexto, o presente trabalho teve como objetivo criar POPs de equipamentos médico-hospitalares, que orientem os usuários na operação e funcionamento dos mesmos. Foram criados POPs para dois equipamentos, um para operação da Bomba de Infusão modelo ST100 e outro para operação do Ventilador Mecânico modelo Évita 4. Para verificar se os procedimentos criados foram elaborados de forma clara e objetiva, foram realizados testes de utilização, nos quais alguns profissionais puderam apresentar suas críticas, sugestões e dúvidas para que o documento pudesse ser corrigido e concluído. Os testes mostraram a possível eficácia da criação de um documento como o sugerido dentro de um EAS.

Palavras-chave: Estabelecimento Assistencial de Saúde, Equipamentos Médico-Hospitalares; Procedimento Operacional Padrão.

Introdução

Cerca de 60 a 80% das falhas em equipamentos médico-hospitalares ocorrem devido a erros de operação ou mau uso do equipamento. A falta de qualificação técnica dos usuários no uso do equipamento é uma fonte de riscos, mostrando que a maioria dos profissionais da área clínica não sabe operar adequadamente os equipamentos [1].

Diante dessa deficiência surgiu a Engenharia Clínica que é o setor responsável por todo ciclo de vida da tecnologia, e não apenas pela manutenção dos equipamentos médico-hospitalares. Este setor deve participar do processo de aquisição, recebimento, testes de aceitação, treinamento, manutenção, alienação e todos os assuntos referentes aos equipamentos [2].

Uma das ferramentas importantes para execução e qualidade das manutenções é o Procedimento Operacional Padrão (POP). Ele descreve cada passo crítico e sequencial que deverá ser dado pelo operador para garantir o resultado esperado da tarefa, além de relacionar-se à técnica. Segundo [3], técnica é uma palavra de origem grega que se refere à “disposição pela qual fazemos coisas com a ajuda de uma regra verdadeira”.

O POP também tem uma finalidade interna de ser um ótimo instrumento para a Gerência da Qualidade com o objetivo de praticar auditorias internas. Ou seja, funcionários de um setor auditam outro setor e de posse de um POP do setor auditado o auditor encontra subsídios técnicos para indagações e verificação de eficácia da metodologia, assim como sua familiarização entre os auditados [3].

Neste contexto, o objetivo desse trabalho foi elaborar Procedimentos Operacional Padrão (POPs) de operação para Bomba de infusão e Ventilador Mecânico, levando a uma padronização das atividades executadas e evitando erros simples de operação na instalação dos mesmos.

Metodologia

Para validação da pesquisa, foi realizado um levantamento a respeito das Ordens de Serviço referentes aos equipamentos, que representa o número de chamados para atendimento pelos profissionais da Engenharia Clínica envolvendo Ventilador e Bomba de Infusão. Foram contabilizadas as Ordens de Serviço concluídas no ano de 2015 até o mês de junho.

Após revisado várias vezes pelos Engenheiros do EAS, os POPs foram testados por 3 profissionais diferentes, dentre eles duas Auxiliares de equipa-

mentos Médicos, uma e uma Auxiliar Administrativa. As pessoas relacionadas são profissionais da Engenharia Clínica, porém com diferentes níveis de intimidade com os equipamentos. Lembrando que o usuário 1 (Auxiliar de Equipamentos) era o mais experiente, o usuário 2 (Auxiliar de Equipamentos) tratava-se de um profissional com pouca experiência e o usuário 3 (Auxiliar Administrativa) não possuía experiência com os equipamentos.

Esses diferentes usuários foram escolhidos para verificar se os POPs poderiam ser usados por qualquer profissional, do mais experiente ao inexperiente, e quais as dificuldades encontradas pelos mesmos durante o uso dos documentos.

Resultados e Discussões

Após análise das Ordens de Serviço, foi possível obter uma real visão da aplicabilidade dos POPs e de que os mesmos seriam úteis aos usuários do equipamento. Foi possível direcionar a aplicação do POP dentro do EAS, pois no caso do Ventilador, seria interessante que esse documento fosse repassado aos profissionais de contato direto com o equipamento, no caso os fisioterapeutas e médicos. Já no caso da Bomba de Infusão, a aplicabilidade do POP englobaria mais profissio-

nais e setores, não sendo tão direcional quando o POP de Ventilador.

O Gráfico 1 representa o tempo gasto por cada profissional na execução do POP de Ventilador Mecânico. O gráfico mostra um resultado que já era esperado, quando comparamos profissionais que já tinham contato com o equipamento com outro que não possuía experiência com o mesmo. O interessante foi que o tempo gasto pelo usuário 2 foi bem próximo do usuário 3, mostrando que até mesmo um operador inexperiente consegue colocar o equipamento em funcionamento seguindo o POP.

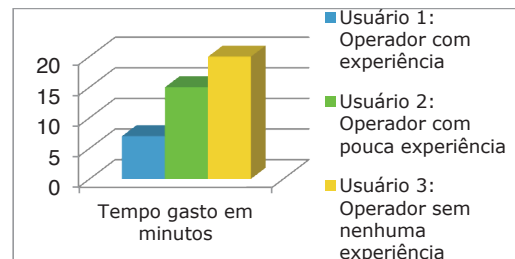


Gráfico 1. Tempo gasto pelos operadores durante teste do POP de Ventilador Mecânico.

A Gráfico 2 mostra o tempo gasto por cada profissional na execução do POP de Bomba de In-

fusão. Por meio do gráfico pode-se observar que o operador experiente consegue executar o POP em tempo menor, porém a disparidade não é tão grande quanto comparamos os usuários 2 e 3. O que mostra que até mesmo um operador sem experiência consegue executar as atividades seguindo o passo a passo descrito pelo POP.

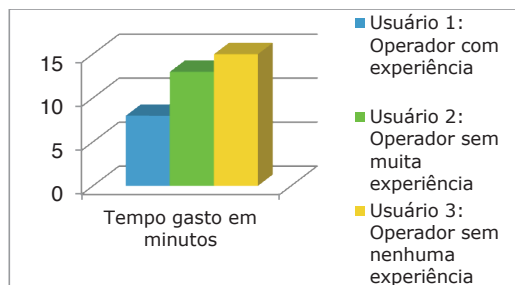


Gráfico 2. Tempo gasto pelos operadores durante teste do POP de Bomba de Infusão.

A realização dos testes foi essencial para que os POPs pudessem ser aperfeiçoados e modificados de acordo com as dificuldades e desenvoltura dos diferentes profissionais, com e sem experiência. As sugestões e críticas foram de grande importância para a confecção da versão final dos POPs.

Durante a execução do trabalho foram encontrados equipamentos montados de forma incorreta e equipamentos quebrados, devido ao erro de manuseio, prejudicando de forma direta o paciente. Tais eventos provam a necessidade de implantação dos POPs no EAS.

Os POPs contêm todo material necessário e o passo a passo para operação dos equipamentos. Os procedimentos foram ilustrados com figuras, para auxiliar os usuários, conforme ilustrado na Figura 1.

EMPRESA	PROCEDIMENTO OPERACIONAL PADRÃO PARA USO DO VENTILADOR MECÂNICO-EVITA 4	Nº DO POP: PÁGINA 1 DE 11
CONDIÇÕES/MATERIAIS NECESSÁRIOS		
<ul style="list-style-type: none"> • VÁLVULA EXPILATÓRIA; • SENSOR DE FLUXO COMUM; • SENSOR DE FLUXO NEO; • CABO PARA SENSOR DE FLUXO NEO; • CIRCUITO PARA VENTILADOR MECÂNICO ADULTO; • CIRCUITO PARA VENTILADOR MECÂNICO NEO; • SENSOR DE TEMPERATURA; • CÉLULA DE O₂; 		
DESCRIÇÃO DAS ATIVIDADES		
Procedimentos	Imagens	
CONFERÊNCIA DO EQUIPAMENTO: OBS: Para iniciar a conferência certifique-se de que o equipamento possui fornecimento de gases medicinais. <ol style="list-style-type: none"> 1. Certificar a voltagem do equipamento e liga-lo à rede pressionando a chave geral no painel traseiro até que encaixe na posição. 		

Figura 1. POP do Ventilador Mecânico – Evita 4

Conclusões

Os POPs desenvolvidos, se corretamente utilizados, garantirão a manipulação correta dos equipamentos, fazendo com que o atendimento ao paciente seja executado em tempo hábil e com a devida qualidade e, levando também à redução das manutenções corretivas para esses equipamentos. É muito importante também que os profissionais se conscientizem da necessidade e importância do POP.

Fator relevante na execução dos testes, foram as diferentes visões e percepções de cada profissional, o que enriqueceu e complementou as informações contidas nos documentos e mostrou que é de extrema importância que o POP seja detalhado, ilustrativo e o mais claro possível, para que as inseguranças e erros dos usuários sejam minimizados.

Os erros encontrados com o manuseio dos equipamentos durante a elaboração do trabalho seriam facilmente evitados se um POP como o desenvolvido estivesse presente em cada setor do EAS, cujo uso do equipamento é constante. Mostrando que o trabalho é funcional e se faz necessário.

A realização deste trabalho proporcionou uma visão mais ampla do conceito de Engenharia Clínica e de Gestão, mostrando a importância das manutenções hospitalares, a importância de uma

educação continuada efetivamente implantada, e de como é importante o trabalho de um Engenheiro Biomédico dentro do EAS.

Uma extensão interessante do projeto seria a aplicação desses POPs em todos os setores do hospital, colhendo os resultados futuros que os mesmos trariam no manuseio com os equipamentos, possibilitando uma visão ampla da importância e aplicabilidade desses documentos dentro de um Estabelecimento Assistencial de Saúde.

Agradecimentos

Os autores agradecem à FAPEMIG, CAPES, CNPq por tornarem possível a realização desse trabalho.

Referências

- [1] BRASIL. MINISTERIO DA SAUDE. Equipamentos médico-hospitalares e o gerenciamento da manutenção – Capacitação a distância. Série F. Comunicação e Educação em Saúde. Brasília: Ministério da Saúde. 2002.
- [2] Antunes E.; Vale, M. Gestão da Tecnologia Biomédica. Tecnologia e Engenharia Clínica. 1 Ed. São Paulo: Acodess, 2000.
- [3] Duarte, R. L. Procedimento Operacional Padrão – A importância de se padronizar tarefas nas BPLC. Rio Branco, 2005, 8 p. Apostila do Curso de BPLC.

INIBIÇÃO DE GABAA NO COLÍCULO INFERIOR DE RATOS AUMENTA A RESPOSTA EVOCADA AUDITIVA EM REGIME PERMANENTE

Leonardo B. Felix

Universidade Federal de Viçosa.
Departamento de Engenharia Elétrica.
Viçosa, MG 36570-000

leobonato@ufv.br

Eduardo M.A.M. Mendes

Universidade Federal de Minas Gerais.
Departamento de Engenharia Eletrônica.
Belo Horizonte, MG 31270-901

emmendes@cpdee.ufmg.br

Márcio F.D. Moraes

Universidade Federal de Minas Gerais.
Departamento de Fisiologia e Biofísica.
Belo Horizonte, MG 31270-901

mfdm@icb.ufmg.br

Resumo

Respostas evocadas auditivas em regime permanente são manifestações elétricas do cérebro quando um indivíduo é submetido a estimulação acústica de repetição suficientemente rápida. Es-

tas respostas podem ser registradas no escalpo e diretamente no cérebro e são úteis, por exemplo, em exames de audiometria objetiva. Este trabalho objetiva estudar uma parte do mecanismo neural de geração dessas respostas, mais especificamente aquela associada a circuitaria GABAérgica, que são redes neuronais inibidoras. Nesse sentido, ratos wistar foram submetidos a um protocolo de inibição desse neurônios usando uma substância antagonista seletiva, a bicuculina. Os resultados permitem concluir que a inibição dos neurônios GABA causa um aumento nas respostas, sugerindo que esses neurônios inibidores tem papel limitador na amplitude das respostas. Além disso, os resultados sugerem que a metodologia aqui apresentada pode ser útil para diagnóstico de disfunções de neurotransmissores.

Palavras-chave: GABA, colículo, resposta evocada auditiva.

GABA

GABA, é a abreviação para Gamma-aminobutyric acid, em português "Ácido Gama-aminobutírico". Age como neurotransmissor inibitório ligando-se a receptores específicos. Na atualidade são conhecidos 3 tipos de receptores do GABA, a saber: GABA_A, GABA_B e GABA_C. Os receptores produzem suas ações inibitórias aumentando a permeabilidade da membrana celular à íons cloreto. Os neurônios que secretam GABA são chamados de GABAérgicos [4]. A bicuculina é um antagonista competitivo para receptores GABA. Pelo fato de bloquear a ação inibitória dos receptores GABA, que são inibitórios, a ação da bicuculina causa hiperexcitabilidade neuronal. A bicuculina age primariamente no receptor ionotrópico GABA_A, o qual é um canal iônico dependente de ligante.

Introdução

De acordo com [6], o gerador neural mais provável de uma resposta evocada auditiva em regime permanente (ASSR), para estímulos de frequências superiores a 70 Hz, é o mesencéfalo, o qual tem no colículo inferior (CI) o núcleo que mais recebe e faz conexões, inclusive com núcleos não-auditivos [3]. Foi demonstrado que a inibição da liberação do neurotransmissor GABA no CI aumenta a susceptibilidade audiogênica em animais geneticamente epiléticos [1,2]. Adicionalmente, [3] demonstraram, através de registros multi-unitários, que as conexões GABAérgicas intra-coliculares controlam a taxa de disparos de unidades responsivas quando estimulação por tom AM é presente, i.e. a taxa de disparo aumenta para um nível de pressão sonora fixo quando o GABA é inibido. [1] demonstraram também que o potencial evocado transitório é potencializado no CI contralateral ao estímulo após micro-injeção unilateral de bicuculina, um antagonista GABA.

Pretende-se, neste trabalho, estudar o efeito da inibição de neurônios GABAérgicos nas ASSRs. O intuito deste estudo é verificar como as ASSRs são alteradas quando uma deficiência deste neurotransmissor é presente. Assim, conhecen-

do a dinâmica das ASSRs em situação normal, é possível inferir sobre a presença ou ausência de deficiências de neurotransmissores específicos através de exames não-invasivos e objetivos, o qual constitui uma alternativa de exame de distúrbios do SNC.

Materiais e Métodos

Animais: Foram utilizados ratos machos da raça Wistar (n=10, 5 no protocolo salina e 5 no protocolo bicuculina) procedentes do Centro de Bioterismo do Instituto de Ciências Biológicas da UFMG (CEBIO). Todos os animais utilizados tinham idade variando entre 90 a 120 dias e peso variando entre 250 e 350g.

Procedimento cirúrgico: O animal anestesiado com Uretana (140mg/100g, i.p.) foi fixado através de barras auriculares a um aparelho estereotáxico modelo Stoelting. Uma das barras usadas é perfurada de ponta a ponta para conduzir o estímulo sonoro. Foi realizada uma incisão elíptica com centro ao nível da linha interauricular anterior e o tecido subcutâneo foi removido. Um eletrodo bipolar conjuntamente com uma cânula guia foram introduzidos no núcleo central do CI do animal (coordenadas: AP = -1,9; LL = -1,4; DV = +4,6,

Aquisição e processamento de sinais

O sinal bioelétrico foi coletado por um pré-amplificador (x100) e amplificador (Axon Instruments) no interior de uma gaiola de Faraday. Este foi filtrado analogicamente de amostragem de 4KHz com 6023-E, NI). Os dados foram para análises posteriores. Os filtrados digitalmente com rdem com frequência de corte 500 Hz e, em seguida, uma frequência de amostragem de 1000 Hz. Em seguida, foi estimado o espectrograma (com janelas de 1024 pontos) de cada sinal e a ASSR foi extraída a partir amplitude na faixa de 105 Hz de cada espectrograma. As ASSRs médias dentre os animais são mostradas nas Figs. 1 e 2 para o protocolo de injeção de salina e de bicuculina, respectivamente.

com inclinação de 30° [5]). A temperatura do animal durante todo o procedimento cirúrgico e de registro foi 37°C. Ao final dos registros, a posição do eletrodo foi marcada por uma lesão eletrolítica gerada pela passagem de uma corrente de 1 mA durante 5 s. Os animais foram perfundidos transcardiacamente com salina 0,9% e a seguir com formol a 10%. O cérebro foi extraído e mantido em formol a 10% até ser fatiado em vibrátomo e processado histologicamente para verificação do posicionamento do eletrodo.

Confeção dos eletrodos: eletrodos bipolares foram confeccionados com fio de aço revestidos com teflon (mod. 7914, A&M Systems), com diâmetro externo de aproximadamente 17,8 mm. A cânula-guia foi confeccionada utilizando-se tubos capilares de sílica para cromatografia cortados com aproximadamente 50 mm de comprimento e, posteriormente, fixada ao eletrodo bipolar por meio de esmalte compatível. Para a microinjeção, foi utilizada uma base de micromanipulação adaptada a uma seringa do tipo Hamilton de 0,5 ml, através de um tubo de polietileno (PE20), preenchido com água destilada. A microinjeção foi realizada com velocidade controlada (0,5ml/min).

Estímulo: O estímulo sonoro consistiu de tom de 4 KHz, modulado a 105 Hz. O nível de pressão foi 60 dB SPL. Os animais fixados ao estereotáxico e implantados com eletrodo e cânula foram colocados em uma gaiola de Faraday isolada acusticamente.

Protocolo experimental: Os animais receberam estimulação sonora por 20 minutos. Após o término do estímulo os animais foram separados aleatoriamente em dois grupos, sendo que um dos grupos recebeu uma microinjeção de bicuculina metiliodada (100 hg/0,2mL), enquanto o outro grupo recebeu a microinjeção de solução salina (0,9%), ambas no CI contralateral ao estímulo. Após 5 minutos de intervalo o estímulo sonoro foi repetido. Os sinais antes e depois da microinjeção foram registrados e processados posteriormente.

Resultados

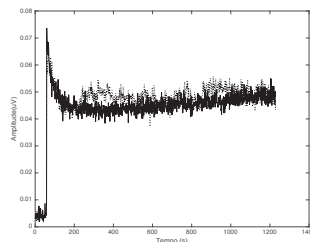


Figura 1. ASSRs médias pré-salina (linha contínua) e pós-salina (linha pontilhada).

Nota-se na Fig. 1 uma sobreposição das duas curvas na maior parte do tempo de estimulação, indicando que a microinjeção de salina não altera consideravelmente a ASSR evocada.

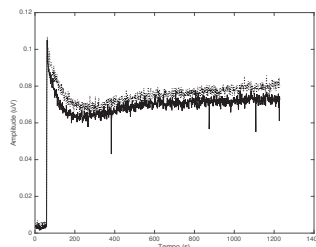


Figura 2. ASSRs médias pré-bicuculina (linha contínua) e pós-bicuculina (linha pontilhada).

Efeito diferente pode-se notar na Fig. 2, onde a ASSR média após a injeção de bicuculina aumentou sistematicamente para todo o tempo de estimulação.

Discussão e conclusão

A micro-injeção de bicuculina causa uma inibição do efeito inibidor do neurotransmissor GABA na região da injeção. Em função desse efeito, nota-se que as ASSRs foram potenciadas em comparação com as ASSRs medidas após micro-injeção de salina. Uma possível explicação para o aumento da energia na frequência moduladora após inibição dos neurônios GABAérgicos é que as sinapses GABAérgicas que promoviam uma inibição lateral de neurônios com frequências características diferentes foram removidas. Assim, uma faixa maior de neurônios puderam ser sincronizados com a moduladora do estímulo, ocasionando, portanto, o aumento de energia na moduladora observado. Contudo, é importante mencionar a necessidade de se realizar uma avaliação estatística para verificar as possíveis similaridades entre as curvas encontradas.

Os resultados desse trabalho sugerem que as ASSRs podem ser úteis na detecção de deficiên-

cias do SNC. Nesse caso, um desequilíbrio do sistema inibitório GABAérgico foi causado através de uma substância antagonista e, em consequência, a amplitude das respostas evocadas se mostrou aumentada. Este resultado pode ser generalizado para diagnóstico de enfermidades que causem algum tipo de hiperexcitabilidade neural. Patologias neurais de cunho genético, e.g. epilepsias decorrentes de canalopatias, associadas a hiperexcitabilidade neural poderiam influenciar a via auditiva primária de forma semelhante a outras áreas cerebrais. Portanto, seriam esperadas alterações na ASSR semelhantes àquelas vistas na Fig. 2. Todavia, a associação entre neurotransmissor e função deve ser feita com cuidado, pois existem vários tipos de neurônios num circuito neural associado a uma função. Para que este procedimento se torne viável, é necessário repetir o experimento deste trabalho para outros neurotransmissores e para drogas agonistas.

Referências

- [1] A. Bagri, G. Sandner e G. Di Scala. Effects of unilateral microinjections of gabaergic drugs into the inferior colliculus on auditory evoked potentials and on audiogenic seizure susceptibility. *Experimental Neurology*, 104(2): 82–87, 1989.
- [2] N. G. Cairasco. A critical review on the participation of inferior colliculus in acoustic-motor and acoustic- limbic networks involved in the expression of acute and kindled audiogenic seizures. *Hear. Res.*, 168(1):208–222, 2002.
- [3] D. M. Caspary, P. S. Palombi e L. F. Hughes. Gabaergic inputs shape responses to amplitude modulated stimuli in the inferior colliculus. *Hear. Res.*, 168(1):163–173, 2002.
- [4] E. R. Kandell, J. H. Schwartz e T. M. Jessel. *Principles of Neural Science*. McGraw-Hill, 2000.
- [5] G. Paxinos e C. Watson. *The Rat Brain in Stereotaxic Coordinates*. Academic Press, 4th edition edition, 1998.
- [6] T. W. Picton, M. S. John, Dimitrijevic and A. D. Purcell. Human auditory steady-state responses. *Int. J. Audiol.*, 42(4):177–219, 2003.

GESTÃO DE CUSTOS APLICADA À CLÍNICA DE FISIOTERAPIA DE UMA OPERADORA DE PLANO DE SAÚDE PRIVADO

Ana Claudia Frontarolli

Pós-graduação em Engenharia Elétrica
Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia - Brasil

frontavares@hotmail.com

Adriano Alves Pereira

Pós-graduação em Engenharia Elétrica
Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia - Brasil

a.alves.pereira@uol.com.br

Resumo

Estudos sobre a Gestão de Custos nas Operadoras de Plano de Saúde Privados são determinantes para a sustentabilidade dos serviços no atual mercado nacional. O setor enfrenta grandes desafios devido à forte regulamentação governamental, à competitividade e ao rápido avanço tecnológico que causam novas técnicas e produtos, com o consequente aumento dos custos dos serviços em saúde. Para conseguir reduzir os custos, as Ope-

radoras passaram a verticalizar os serviços, criando seus próprios recursos. Porém, a viabilidade de investimentos na rede própria é bastante questionada pelos dirigentes. Dessa forma, desenvolveu-se a implantação do Custeio ABC em uma Clínica de Fisioterapia, com o objetivo de verificar inicialmente o comportamento dos custos das atividades na rede própria. Os resultados da primeira etapa dos estudos apresentaram melhorias nos processos organizacionais e aumento da produtividade, indicando que a Gestão de Custos poderá ser uma ferramenta importante para melhorar o desempenho do serviço próprio.

Palavras-chave: Custeio ABC; Fisioterapia; Gestão de Custos; Operadora de Planos de Saúde; Verticalização de Serviços.

Introdução

A Gestão de Custos na Prestação de Serviços em Saúde vem sendo um assunto cada vez mais abordado no mundo. No Brasil, as organizações em

Aspectos metodológicos

Preparação: A pesquisa foi desenvolvida em uma Clínica de Fisioterapia – serviço próprio de uma Operadora de Plano de Saúde Privado –, por meio de um estudo de caso, com o consentimento da Diretoria da Cooperativa.

Materiais: Realizou-se a análise documental a partir de demonstrações contábeis da instituição, planilhas de custos, faturamento, tabelas de preços referenciais (Controladoria da Matriz), relatórios da Clínica de Fisioterapia (filial). Foi feita a revisão da literatura como forma de dar suporte ao desenvolvimento da temática.

Processos: Inicialmente, foram analisados todos os relatórios de 2009 a 2014 enviados pela Controladoria e CF. Definiu-se que seria aplicada a metodologia de Custeio ABC no primeiro semestre de 2015, com a organização dos dados e a análise correta das informações.

saúde enfrentam grandes desafios devido ao avanço tecnológico, à alta competitividade e a uma forte regulamentação governamental, principalmente no setor privado. Esses fatores levaram a um aumento da despesa assistencial das Operadoras de Plano Privados de Saúde (OPSS) e, para a manutenção no mercado, precisam melhorar o controle de seus custos e buscar novas estratégias para manter a saúde financeira dessas instituições [1, 2]. Uma das alternativas que tem sido utilizada pelas OPSS para reduzir os custos das transações é a verticalização dos serviços, vista como a busca das OPSS em construir os próprios recursos [11]. Porém, existem artigos que questionam a viabilidade da verticalização como alternativa para reduzir custos dessas organizações, [12] e há muitas questões, por parte dos dirigentes, quanto a essa solução.

Este artigo analisa a situação do sistema de custos de uma unidade de verticalização, Clínica de Fisioterapia (CF), de uma OPSS, modalidade Cooperativa Médica, além de analisar os impactos percebidos com a implantação da metodologia do custeio baseado em atividades (ABC), no primeiro semestre de 2015. Para auxiliar na análise, foram apresentadas informações sobre o custeio utilizado, bem como as particularidades e limitações desse

método [9]. Em seguida, ilustrou-se o processo de implantação do ABC, ressaltando suas vantagens e desafios. Finalmente, foram demonstrados os resultados já alcançados com a aplicação do Custeio ABC no período avaliado, apontando premissas futuras de continuidade dos estudos.

Descrição do Serviço Avaliado

A Clínica de Fisioterapia, fundada em 2009, faz parte do projeto-piloto de verticalização de uma Operadora de Plano de Saúde Privado (1971), modalidade Cooperativa Médica, que atende 120.196 beneficiários [4]. A CF atua no mercado a nível ambulatorial, atendendo exclusivamente clientes do Plano de Saúde da Operadora. A equipe atual da Clínica é composta por 29 funcionários (filial) e, no mesmo espaço, integram 10 colaboradores do Centro de Especialidades (CE).

Gestão de custos

O gerenciamento da Clínica de Fisioterapia da Cooperativa tem como controle a metodologia de Custeio por Absorção, método derivado da aplicação dos princípios da Contabilidade pela Lei n. 6.404/1976 [8]. Porém, devido às particularidades do Serviço Próprio da Operadora, o custeio utilizado não permite anali-

sar adequadamente todas as atividades realizadas neste estabelecimento e seus custos.

Para melhores resultados, propôs-se a implantação do Custeio ABC, paralelo ao Custeio por Absorção. O ABC é uma abordagem que analisa o comportamento dos custos por atividades realizadas e verifica como elas estão relacionadas com o consumo de recursos e a geração de receitas [5,6,3].

A atividade pode ser definida como um processo que combina pessoas, tecnologias, materiais, métodos e seu ambiente, visando à produção de produtos/serviços. Ela descreve como uma empresa utiliza tempo e recursos para cumprir sua missão, objetivos e metas, em que o principal objetivo é converter recursos (materiais, mão de obra, tecnologia, informações etc.) em produtos ou serviços [10].

Aplicação do Custeio ABC

Aplicou-se o Custeio ABC na CF no primeiro semestre de 2015, seguindo as etapas sugeridas por Nakagawa [10]. A clínica foi separada em departamentos - recepção, administrativo, apoio, coordenação, fisioterapia, terapia ocupacional e fonoaudiologia -, sendo identificadas as seguintes atividades: recepcionar o cliente; preparar o atendimento inicial; realizar o atendimento em sessão terapêutica;

preparar e limpar a área de atendimento; preparar utensílios, equipamentos e materiais para terapias; organizar prontuários; administrar e gerenciar todos os processos; e dar suporte à matriz.

Posteriormente, foram identificados os direcionadores de custos para cada atividade, assim como as micro e macroatividades. As microatividades são detalhadas e estão relacionadas à visão de aperfeiçoamento de processos, ao passo que as macroatividades contêm informações mais agregadas, referentes à visão econômica e de custeio dos serviços [10].

Análise dos resultados parciais da aplicação do Custeio ABC na Clínica de Fisioterapia

Inicialmente pretendia-se aplicar o Custeio ABC desde a fundação da Clínica. Porém, os dados analisados demonstravam inconsistências entre matriz e filial, dificultando as análises; logo, optou-se por implantar, executar e analisar mensalmente as informações no primeiro semestre de 2015. Os estudos direcionaram a uma reorganização dos controles gerenciais, o que possibilitou preparar relatórios sobre custo e outras informações referentes às atividades de forma sincronizada entre a matriz e filial.

Com a elaboração da lista de atividades, atribuíram-se os custos e a participação no conjunto de atividades. Com isso, foi possível visualizar onde deveria se concentrar, num primeiro momento, a atenção da Análise Funcional para obtenção de redução de custos.

A priori, percebeu-se uma divergência na quantidade de sessões realizadas entre os relatórios dos Sistemas Doctors (CF) e Cardio (matriz). Essa diferença está demonstrada na Tabela 1, sendo que, em 2014, houve uma divergência de 8.711 atendimentos, ou seja, dois meses de sessões de Fisioterapia realizadas não foram visualizados pela Matriz. Nesse caso, o sistema Doctors tem a maior confiabilidade; por isso foi a referência.

Como ponto de partida, desenhou-se uma nova Árvore Funcional contemplando todas as melhorias e alternativas sugeridas para a redução de custos e as correções dos processos, avaliando tempos ociosos e os controles adequados dos relatórios. De fato, a correção de processo interno é fundamental, visto que a verticalização é questionada pelos dirigentes, e uma leitura reduzida de produção pela matriz pode impactar em um erro, em virtude do *outsourcing* inadequado, com conclusões incorretas.

A partir do direcionamento adequado das microatividades, quando se comparam os primeiros se-

mestres de 2014 e 2015, houve um aumento da média de atendimentos mensais de 3.698 sessões para 4.115 sessões realizadas pela CF. Foi percebido um aumento na produtividade de 417 sessões por mês, em média, sem aumento do quadro.

Com isso, entende-se que o ABC poderá ser uma ferramenta importante para a análise dos serviços verticalizados pelas OPSS, auxiliando nas decisões da direção no que tange à viabilidade ou não dos recursos.

	Matriz	Filial
Jan 14	2790	3949
Fev 14	3254	4021
Mar 14	3558	3558
Abr 14	3750	3958
Mai 14	1	3922
Jun 14	6224	3356
Jul 14	2873	4419
Ago 14	2950	3091
Set 14	2653	3404
Out 14	770	3908
Nov 14	4700	3591
Dez 14	1720	2777
TOTAL	35.243	43.954

Tabela 1. Comparativo entre os relatórios das sessões, com base nos sistemas da Matriz e da Filial.

Considerações finais

Com a implantação do Custeio ABC na CF da OPSS, demonstrou-se a necessidade de melhorar a qualidade das informações por meio de ações acompanhadas e direcionadas gerando resultados positivos.

Nesse sentido, a partir dos estudos realizados nesta primeira etapa do projeto, foi possível perceber que a aplicação do Custeio ABC demonstra vantagens na organização das atividades, melhoria nos processos internos e reflexo no aumento da produtividade da CF. Por conseguinte, ela pode auxiliar no estudo da viabilidade da verticalização dos serviços.

Destarte, a continuidade da segunda etapa do projeto tenciona demonstrar os custos do serviço próprio comparativo à rede prestadora de Fisioterapia da OPSS e os resultados obtidos na aplicação da metodologia de Custeio ABC.

Agradecimentos

Os autores agradecem aos órgãos de fomento CAPES, CNPQ e FAPEMIG pelo apoio nesta pesquisa.

Referências

[1] Balzan, M.V. O impacto do novo rol de procedimentos da ANS nos custos das Operadoras de Planos de Saúde. Revista do GV Saúde 11, (2011), 7-10.

[2] Bonacim, C.A.G., Araujo, A.M.P. Gestão de custos aplicada a hospitais universitários públicos: a experiência do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da USP. RAP 44, 4(2010), 903-931.

[3] Cardos, I. R., Pete, S., Activity-based Costing (ABC) and Activity-based Management (ABM) Implementation—Is This the Solution for Organizations to Gain Profitability?. In Romanian Journal of Economics 32.1 (41) (2011), 151-168.

[4] Dados Consolidados da Saúde Suplementar. Acessado em 10 de junho de 2015 em http://pt.slideshare.net/ans_reguladora/dados-consolidades-saude-suplementar-maro-de-2015

[5] Horngren, C.T., Datar, S. M., Foster, G. Contabilidade de Custos. Prentice Hall, (2004), 126-164.

[6] Kaplan, R.S., Cooper, R. Custo e desempenho: administre seus custos para ser mais competitivo. São Paulo, Ed. Futura. (1998).

[7] Kaplan, R.S. The competitive advantage of management accounting. J Manage Account Res 18, (2006), 127-135.

[8] Martins, E. Contabilidade de custos. São Paulo, Atlas, (2013).

[9] Monroy, C. R., Nasiri, A., and Peláez, M.A. Activity Based Costing, Time-Driven Activity Based Costing and Lean Accounting: Differences among three accounting systems' approach to manufacturing. Annals of Industrial Engineering 2012. (2014). 11-17.

[10] Nakagawa, M. ABC: custeio baseado em atividades. São Paulo, Atlas, (2014).

[11] Ramos, I. Estratégias par redução de Custos dos Planos de Saúde: Verticalização e auditoria. Revista do GV Saúde 11, (2011), 22-26.

[12] Souza MA, Salvalaio D. Rede própria ou rede credenciada: análise comparativa de custos em uma operadora brasileira de planos de saúde. Rev Panam Salud Publica. 28, 4 (2010), 305–310.

O USO DA LINGUAGEM FUNCIONAL F# EM FILTROS PARA PROCESSAMENTO DE SINAIS BIOMÉDICOS

Thaíla Ferreira Zaruz

Faculdade de Engenharia Biomédica
Graduação em Engenharia Biomédica
Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia-MG, Brasil
tzaruz@gmail.com

Fábio Henrique M. Oliveira

Faculdade de Engenharia Elétrica
Pós-Graduação em Engenharia Elétrica
Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia-MG, Brasil
oliveirafhm@doutorado.ufu.br

Carlos Magno Medeiros Queiroz

Faculdade de Engenharia Elétrica
Pós-Graduação em Engenharia Elétrica
Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia-MG, Brasil
prof.carlosmagno@gmail.com

Adriano de Oliveira Andrade

Faculdade de Engenharia Elétrica
Pós-Graduação em Engenharia Biomédica
Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia-MG, Brasil
aoandrade.ufu@gmail.com

Resumo

Este trabalho vem apresentar uma nova linguagem para utilização em filtros digitais para auxílio no processamento de sinais biomédicos. O F# é uma linguagem funcional que apresentou bons resultados quando testada nessa área. A proposta é que, em um futuro próximo, a linguagem F# possa ser utilizada intensamente no processamento de sinais biomédicos.

Palavras-chave: F#, C++, MATLAB, sinais biomédicos, filtros digitais.

Introdução

O processamento de sinais biomédicos é realizado por meio de diversos programas. Por conta de interferências externas à captação do sinal, torna-se necessário o uso de filtros que removam partes indesejadas do sinal adquirido. Os filtros podem ser divididos em analógicos, em que os instrumentos utilizados na coleta de sinais são adaptados para captar apenas os sinais desejados, e digitais, em que são utilizados programas de computadores

para a seleção desses sinais [1]. Pode-se também classificar os filtros em FIR (*Finite Impulse Response*) ou IIR (*Infinite Impulse Response*). Este trabalho vem propor o uso da linguagem funcional F# para a filtragem de sinais biomédicos. Esta linguagem, desenvolvida a partir de 2005 pela Microsoft, além de ser funcional, é orientada a objetos e imperativa, propõe a resolução de problemas complexos com algoritmos simples [2]. Para que seja avaliado o seu desempenho foram criados três programas que exercem a função de um filtro linear digital em três linguagens diferentes, MATLAB, C++ e F#, desenvolvidos respectivamente nos softwares MATLAB (R2011a), Dev C++ e Visual Studio 2010. Em todas elas um vetor contendo o sinal coletado é passado para uma função matemática linear, que, então, retorna os valores do sinal já filtrados. O filtro proposto é baseado na seguinte equação diferencial (Equação 1), onde $x[n]$ é o sinal de entrada (sinal coletado), $y[n]$ o sinal de saída (sinal filtrado), a_j e b_i são os coeficientes que variam de zero a Q e de zero a P respectivamente.

$$y[n] = \frac{1}{a_0} \left(\sum_{i=0}^P b_i x[n-i] - \sum_{j=1}^Q a_j y[n-j] \right)$$

Equação 1

Dessa forma é possível comparar os resultados obtidos em cada linguagem para testar as vantagens e desvantagens da linguagem F# e aprimorar o processamento de sinais.

Metodologia

Com base na Equação 1 foi desenvolvido um algoritmo para realizar a filtragem de dados. Ele realiza a mesma tarefa nas três linguagens, objetivando eliminar o ruído presente no sinal. Um arquivo contendo os sinais de entrada é lido e seus valores salvos em forma de vetor. Este é passado para uma função filtro, uma adaptação da Equação 1, para calcular os valores de saída. Uma vez calculado, o sinal já filtrado é salvo em outro arquivo.

Para todos os casos os coeficientes a e b utilizados foram pré-determinados utilizando outros métodos que fogem ao escopo deste artigo. Esses coeficientes determinam se um filtro é passa-baixa, passa-alta ou passa-faixa. Nesse caso os filtros estudados são passa-alta, em que frequências altas passam com facilidade e frequências baixas são atenuadas ou eliminadas [3].

Resultados e Discussões

Abaixo temos a Figura 1 mostrando o sinal biomédico antes de ser processado. Em seguida, a Figura 2 mostra o sinal biomédico não filtrado ampliado. As Figuras 3, 4 e 5 mostram o mesmo sinal biomédico já filtrado nas respectivas linguagens: MATLAB, C++ e F#. Todas mostram a mesma posição analisada na Figura 2, sendo assim é possível comparar as quatro Figuras. Desse modo conclui-se que os três filtros realizam a função esperada sem muitas diferenças entre eles.

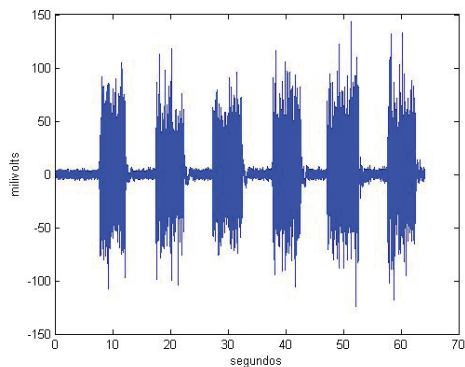


Figura 1. Sinal coletado.

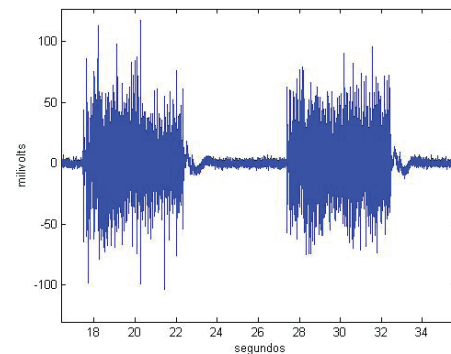


Figura 2. Visualização ampliada do sinal coletado.

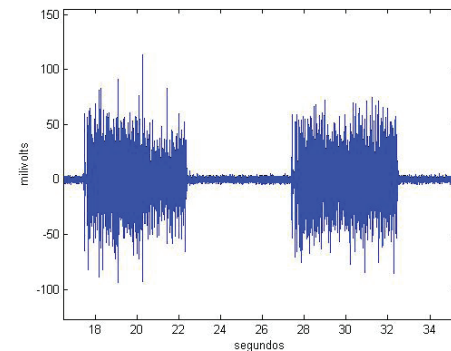


Figura 3. Visualização ampliada do sinal filtrado utilizando a linguagem MATLAB.

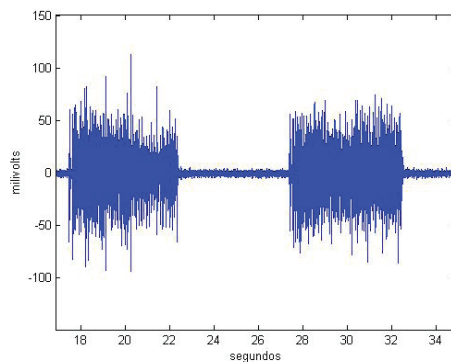


Figura 4. Visualização ampliada do sinal filtrado utilizando a linguagem C++.

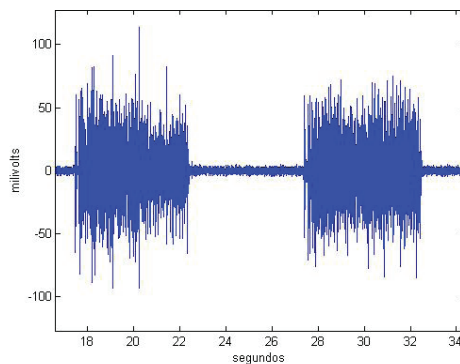


Figura 5. Visualização ampliada do sinal filtrado utilizando a linguagem F#.

Conclusão

Por tudo apresentado, pode-se dizer que a linguagem F# é apropriada para a filtragem de sinais biomédicos, podendo o seu uso ser estendido para outros tipos de filtros digitais e para outros tipos de processamento de sinais biomédicos.

Agradecimentos

Os autores deste trabalho agradecem o apoio financeiro concedido pela Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), à Fundação de Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG), e ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq).

Referências

- [1] da ROSA, Diego Laucsen. Sistema de processamento de sinais biomédicos: filtragem de sinais de eletroencefalograma. 2009. 136 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2009.
- [2] About F# Disponível em: <<http://fsharp.org/about/index.html>>. Acesso em: 7 ago. 2015.
- [3] Koerich, Alessandro L. Filtro Passa-Baixa e Filtro Passa-Alta. Disponível em <<http://www.ppgia.pucpr.br/~alekoe/>>

CIR/2012-2/Exp07-FiltroPassaAltaPassaBaixa-2012-2.pdf>.
 Acesso em: 5 ago. 2015.

APÊNDICE A – Código fonte do filtro digital em F#

```
open System.Net
open System.IO
open System.Globalization
module filterMod =
  let mutable (y : float[]) = Array.zeroCreate 64080
  let a=[1.0000; -3.1806; 3.8612; -2.1122; 0.4383]
  let b=[0.6620; -2.6481; 3.9721; -2.6481; 0.6620]
  let filter (x : float[] ) =
    y.[0] <- b.[0]*x.[0]
    for i in 1 .. 4 do
      for j in 0 .. i do
        y.[i] <- y.[i] + (b.[j])*x.[i-j])
      done
    for j in 0 .. i-1 do
      y.[i] <- y.[i] - (a.[j+1])*y.[i-j-1])
    done
  done
  for i in 5 .. 64079 do
    for j in 0 .. 4 do
      y.[i] <- y.[i] + (b.[j])*x.[i-j])
```

```
done
for j in 0 .. 3 do
  y.[i] <- y.[i] - (a.[j+1])*y.[i-j-1])
done
done
module readFiles =
  let readFloats filePath =
    let strs = File.ReadLines(filePath)
    strs |> Seq.map (fun str -> System.Double.TryParse(str))
    |> Seq.filter (fun (success, _) -> success)
    |> Seq.map snd
    |> Seq.map (fun z -> (z/1000000.0))
    |> Seq.toArray
  |> filterMod.filter
  module writeFiles =
    let write secfilePath=
      let data = filterMod.y
      |> Array.map (fun x -> x.ToString(CultureInfo.InvariantCulture))
      File.AppendAllLines(secfilePath, data)
```

LUMINÁRIA PARA REGULAGEM DO CICLO CIRCADIANO HUMANO UTILIZANDO PLATAFORMA ARDUINO

Hermes Gustavo Fernandes Neri

Universidade Federal de Uberlândia – Nutec LAB 1X05

hermesneri@hotmail.com

Guilherme Rocha Montoia

Universidade Federal de Uberlândia

guilhermerm_1996@hotmail.com

Adilmar Coelho Dantas

Universidade Federal de Uberlândia – Nutec LAB 1X05

adilmarcoelho@hotmail.com

Resumo

O seguinte trabalho apresenta uma luminária projetada para melhorar a qualidade do sono através da regulagem do ciclo circadiano humano e do monitoramento da temperatura ambiente.

Palavras-chave: Luminária; sono; ciclo circadiano; temperatura.

Introdução

Através de pesquisas científicas sobre o Ciclo Circadiano Humano, cientistas descobriram uma relação entre a luz e a regulagem da síntese de melatonina (N-acetil-5-metoxitriptamina), fundamental para a saúde humana [3]. As pesquisas apontaram que ondas luminosas de maior frequência, como o azul, promovem a supressão desse hormônio em seres humanos. Em contrapartida, frequências próximas ao vermelho, promovem um aumento na sintetização deste. A longo prazo, a redução da quantidade desse hormônio no organismo está relacionada com diversas disfunções fisiológicas como, insônia, o desenvolvimento de tumores e o aumento do risco de desenvolver certos tipos de câncer [2].

Segundo as pesquisas, ondas luminosas de alta frequência, próximas à cor azul, desregulam o relógio biológico fazendo com que ocorra a alteração desses aspectos fisiológicos e comportamentais das pessoas expostas a essas frequências, principalmente em períodos noturnos recorrentes.

A regulação do ciclo circadiano está associada à frequência, intensidade e duração da luz.

Segundo Worth, quando os fotorreceptores da retina “são expostos a um determinado comprimento de onda da luz azul, por exemplo, céu azul nos faz sentir mais alerta, porque o cérebro suprime a melatonina, um hormônio fundamental na regulação do sono. Em contraste, a luz vermelha do espectro permite que a melatonina flua.” [3].

Com base nas pesquisas realizadas sobre o Ciclo Circadiano Humano [3] desenvolvemos uma luminária que emite luzes de tonalidades avermelhadas, para promover a produção de melatonina, e azuladas, para cessar o mesmo hormônio. As tonalidades são emitidas em horários programados, com o intuito de regular de uma maneira eficaz o ciclo circadiano humano com o horário dos dias no local onde o usuário reside.

Circuito

O circuito consiste basicamente de seis led's, sendo dois azuis, dois vermelhos e dois brancos, conectados a resistores de 220R e soldados em uma placa de fenolite perfurada. Para controlar o acionamento e a intensidade luminosa de cada cor, conectamos o circuito às portas do tipo PWM (*Pulse-Width Mo-*

dulation, em Português, Modulação por largura de pulso) da placa Arduino, onde foi gravado o programa desenvolvido. Afim de monitorar mais um item relevante, que favorecesse a ambientação e a preparação de um quarto para o sono ideal, utilizamos um sensor de temperatura ambiente do tipo LM35, conectado de acordo com a figura 1.

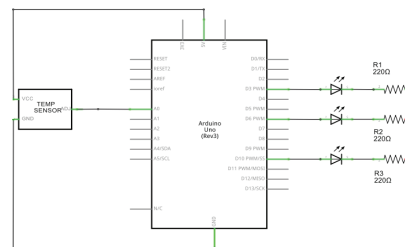


Figura 1. Circuito elétrico

A luminária

Para embarcar o circuito de iluminação, o sensor e a Placa Arduino, projetamos e construímos uma luminária feita de papel *Orlean*, a qual foi revestida com papel *contact* de estampa em madeira, para acabamento. Na parte superior, utilizamos papel vegetal, com o objetivo de refratar a luz emitida e promover uma iluminação homogênea para o ambiente.

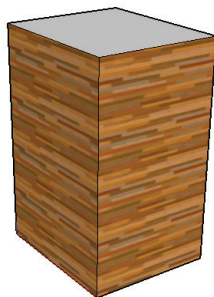


Figura 2. Representação da luminária

Construção

Para montar a estrutura da luminária foi utilizado uma folha de papel *Orlean* de 1 metro de largura e 40 centímetros de altura, dobramos o papel em 4 partes iguais a fim de obter um estrutura de um paralelepípedo de 20 centímetros de largura e 40 centímetro de altura. Após isto, foi criado um suporte interno no qual o circuito poderia ser sustentado, para isso utilizamos papelão e colamos no interior da estrutura em uma altura de 15 centímetros. Com o esqueleto da luminária feito, foi colado o papel vegetal no topo dele e finalizado o acabamento encapando a armação com papel *contact* de estampa em madeira.

Desenvolvimento

Para o controle da iluminação e do monitoramento do sensor, foi utilizado a placa Arduino Uno Rev3, que consiste em um circuito integrado de baixo custo e de codificação aberta para desenvolvimento de projetos de eletrônica. Devido a fatores econômicos e de desempenho, optamos por utilizar este modelo. Além disso, o Arduino apresenta uma enorme facilidade para programação e aquisição de dados por meio de sensores se comparado a outros sistemas e placas de controle disponíveis atualmente.

Funcionamento

Ao acionar a função “dormir” o dispositivo realiza uma medição da temperatura ambiente e notifica o usuário se está adequada ou não de acordo com a tabela 1.

CONDIÇÃO	MENSAGEM
Inferior a 18°C	Aumente a temperatura do ambiente
Entre 18°C e 22°C	A temperatura está ideal
Superior a 22°C	Diminua a temperatura do ambiente

Tabela 1. Monitoramento da temperatura

Em seguida, a intensidade da luz vermelha aumenta gradativamente para iniciar a produção de melatonina (responsável pela preparação do corpo para o sono) e em contrapartida, a intensidade da luz de cor branca reduz, durante um período de 30 minutos.

Ao fim desse período todas as luzes se apagam e o dispositivo entra em modo de hibernação, no qual apenas a temperatura é registrada a cada 30 minutos.

Ao acionarmos a função “acordar”, que consiste em aumentar gradativamente a intensidade da luz azul e da luz de cor branca, para interromper aos poucos a produção da melatonina, preparamos o corpo para as atividades diárias.

Interface

Para controlar a luminária construímos uma interface para computadores Windows, através do qual temos as seguintes funções:

1. Função dormir
2. Função Acordar
3. Abrir registro de temperaturas
4. Ligar Luminária
5. Desligar Luminária

Resultados esperados

Com a utilização contínua da Luminária, espera-se promover a prevenção de doenças como a obesidade e o câncer além de melhorar outros fatores fisiológicos para promover melhorias na qualidade de vida do usuário, na produtividade, no raciocínio e na regulação do ciclo circadiano.

Conclusões

Este projeto demonstra que com materiais relativamente simples é possível desenvolver um equipamento capaz de promover uma melhora na qualidade do sono, uma vez que, o dispositivo cria um ambiente mais benéfico para a saúde humana através da regulação do ciclo circadiano do usuário, reduzindo principalmente, a insônia e a fadiga causada por noites de sono não satisfatórias.

Trabalhos futuros

O próximo passo será construir um controle para a luminária de forma que, através de um aparelho celular com sistema operacional Android, o usuário possa configurar todas as funções do equipamento de acordo com seus horários e preferências.

Referências

[1] Arduino. Disponível em: <http://playground.arduino.cc/> acessado em 12 de Março de 2014.

[2] MARTAU, Betina Tschiedel. A luz além da visão: Iluminação e sua influência na saúde e bem-estar. Disponível em: <http://test.voltimum.com.br/sites/www.voltimum.com.br/files/ed_38_at_iluminacao_e_saude.pdf>Acessado em 01/07/2015.

[3] NETO, J.A.S. CASTRO, B.F. Melatonina, ritmos biológicos e sono - uma revisão da literatura. Revista Brasileira de Neurologia, Volume 44, N 11, 2008.

[4] WORTH, Katie. CASTING Light on Astronaut Insomnia: ISS to Get Sleep-Promoting Lightbulbs. Disponível em: < <http://www.scientificamerican.com/article/casting-light-on-astronaut-insomnia-iss-to-get-sleep-promoting-lightbulbs/>>. Acessado em 01/07/2015.

PROTÓTIPO DE SISTEMA DE BIOFEEDBACK A PARTIR DE SINAIS DE GSR

Vamberto Junior Soares

Universidade de Uberaba, UNIUBE

vamberto.js@hotmail.com

Gustavo Moreira

Universidade de Uberaba, UNIUBE

gustavomoreiras@ymail.com

Resumo

Este artigo é um apanhado de um trabalho de conclusão de curso que utilizou os conceitos da bioengenharia para criação de um protótipo de sistema de biofeedback para leitura da resposta galvânica pele (GSR), um princípio utilizado para estudar as variações do corpo sob diferentes situações e estímulos, por exemplo, a diferença entre um estado de relaxamento e de exercícios. Para fundamentar o trabalho, foram utilizados conceitos de grandezas elétricas, filtros eletrônicos, conceitos de eletrônica e eletricidade básica. Para criação do protótipo, foram utilizados uma ponte de Wheatstone, um circuito subtrator, buf-

fers de sinal, um divisor de tensão e a plataforma ARDUINO Uno, para conversão da captação feita em números. Por fim, para comprovar a eficiência do sistema de biofeedback, foram feitos testes com voluntários, para observar a variação da impedância da pele sob diferentes estímulos.

Palavras-chave do autor: Biofeedback; Resposta Galvânica da Pele; aquisição de sinais.

Classificação de palavras-chave da ACM: Human Factors.

Introdução

Um dos setores da Engenharia Elétrica que tem se destacado ultimamente é o estudo da bioengenharia, que consiste em utilizar a tecnologia e os recursos da engenharia para monitorar e trabalhar sinais do corpo humano [1]. Neste contexto, para o trabalho de conclusão de curso no qual se baseia este artigo, foi criado um protótipo de sistemas de biofeedback, baseado no monitoramento dos batimentos cardíacos e na variação de

sinal de GSR (Galvanic Skin Response; em português, Resposta Galvânica da Pele).

O biofeedback é uma ferramenta terapêutica que utiliza instrumentos que monitoram, amplificam e apresentam ao usuário como aprender e mudar uma atividade fisiológica, com o objetivo de melhorar seu desempenho e/ou corrigir a forma como ele realiza determinada atividade [2]. Ele busca trabalhar sinais biológicos alterados por emoções ou comportamentos, perceptíveis por meio de equipamentos eletrônicos, e transformá-los em informações para o usuário. Como são sinais de amplitude pequena, é preciso utilizar amplificadores e filtros de sinais [3].

Já a resposta galvânica da pele é uma medida de condutância cutânea relacionada à ação de glândulas sudoríparas que pode ajudar a detectar a resposta nervosa a fatores estressores. Seu monitoramento pode ser feito por meio de um aparelho composto por um circuito que mede a resistência da pele, através de um amplificador e com o uso de dois eletrodos colocados nos dedos das mãos de um paciente. Isso ajuda a determinar a relação entre a produção de suor e o nível de estresse [4].

Para a criação do protótipo, utilizamos essas definições, além do estudo aprofundado sobre leituras de sinais efetuadas, cada amplitude que pode ser observada e onde os sinais podem ser obtidos no corpo humano com o maior nível de exatidão.

Metodologia

Para a criação do protótipo, foram adotados os seguintes procedimentos metodológicos:

- **Concepção:** criar documentação contendo o modelo do sistema e a descrição de cada componente.
- **Circuito de admissão:** projeto, montagem e teste do circuito.
- **Programação Plataforma ARDUINO:** desenvolvimento para conversão analógico-digital.
- **Comunicação Serial Plataforma - Computador.**
- **Desenvolvimento Interface Homem-Máquina (IHM).**
- **Realização de testes da aplicação desenvolvida e relatório de desempenho.**
- **Análise dos dados de testes, analisando as seguintes características de cada curva:** ponto máximo, ponto mínimo, diferença entre

o mínimo e o máximo, média dos valores e desvio da média.

Protótipo

O objetivo do circuito desenvolvido para o protótipo é monitorar a variação da resistividade dielétrica apresentada pela pele. Para isso, algumas especificações deveriam ser seguidas, são elas:

- Tensão de entrada do sinal na pele menor que 0,5V
- Corrente do circuito inferior a 0,1mA
- Uso de buffers para acoplamentos dos módulos do circuito
- Amplificação do sinal para que fique entre zero e 5 volts
- A seguir, temos as definições dos principais elementos utilizados e sua importância para o bom funcionamento do protótipo.

Divisor de tensão

Para o fornecimento de tensão no circuito, foi utilizada uma fonte de alimentação contínua com amplitude de 5V. O máximo de tensão à qual a pele pode estar submetida é 0,5 V, ou seja, um valor dez vezes menos do que é gerado na fonte. Para

a correção desse valor, foi utilizado um circuito divisor de tensão simples e de grande eficiência. Assim, a tensão ideal do trabalho é garantida, com utilização de:

$$R_2 + R_1 = R_{eq} = 10 * R_2$$

$$R_1 = 18k\Omega, R_2 = 2k\Omega \text{ e } R_{eq} = 5V$$

Ponte de Wheatstone

Com o método criado, é necessário estabelecer os valores para as resistências utilizadas na ponte de Wheatstone, o elemento que tornará possível a estipulação da resistência da pele por meio da leitura de tensão entre dois pontos.

Para encontrar os melhores valores para as resistências, baseado no circuito desenvolvido por Ivano, estabeleceu-se os seguintes valores de resistências:

$$R_3 = 20k\Omega$$

$$R_4 = \text{Resistência da Pele}$$

$$V = 0,5 V$$

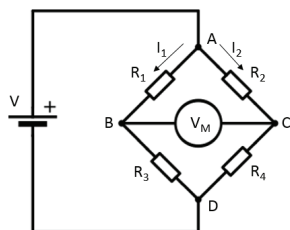


Figura 1. Diagrama Ponte de Wheatstone

Buffers

Um buffer consiste em um amplificador operacional ligado com configuração de ganho unitário. Este método é utilizado para interligar duas partes de um circuito que possuem impedâncias de grandezas muito distantes, geralmente na transição de alta para baixa resistência. Sua função é fornecer a mesma diferença de potencial da entrada na saída, com uma corrente diferente [5]. No protótipo, sua função é estabelecer a ligação entre a pele e o amplificador do sinal.

Amplificação do sinal

Depois de estabelecido o sinal de admissão, sua leitura pode ser feita por meio da entrada analógica da plataforma utilizada, que possui um faixa de zero a cinco volts e uma resolução de dez bits,

ou seja, o microcontrolador transforma o sinal de entrada (0V-5V) em degraus, de forma que cada valor de leitura é encaixado em um degrau da escala em bits. No caso do microcontrolador ATmega328, que possui 1024 posições, chega-se a uma variação de 4,89mV para cada bit da resolução. Para definir o ganho, foi utilizada: a maior diferença de potencial encontrada na ligação da ponte deve corresponder ao mais próximo possível de cinco volts.

Para estabelecer o melhor uso da entrada, é preciso escalar o sinal que preencha toda a faixa de leitura do controlador e, para isso, é utilizado um circuito subtrator com ganho para multiplicar a diferença de potencial encontrada na pele, com os valores:

$$R1 \text{ e } R2 = 10 \text{ k}\Omega$$

$$R3 \text{ e } R4 = 560 \text{ k}\Omega$$

Resultados e discussões

Unificando todas as etapas descritas e os componentes, chega-se ao seguinte circuito:

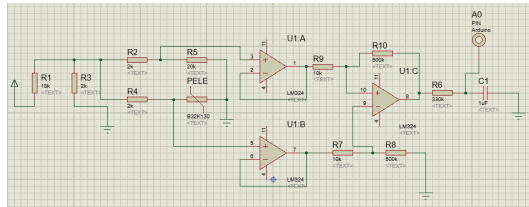


Figura 2. Simulação de circuito no Proteus

Com os testes realizados, chegamos à conclusão de que o circuito foi capaz de ler com eficiência o sinal, já que vemos a variação das curvas nos gráficos, obtida com testes feitos sob influências diferentes, como na Figura:

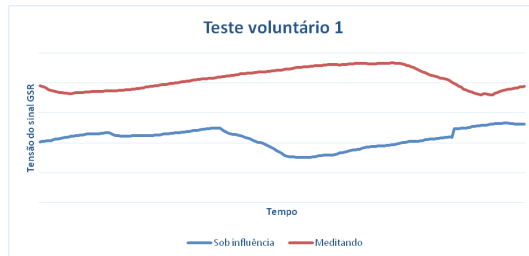


Figura 3. Meditação x Influência Audiovisual

As curvas mostram a variação entre o momento de meditação do usuário (vermelho), com um

signal de amplitude maior e com menor variação, enquanto a curva de menor amplitude mostra um valor com mais variações e muito distante da estabilidade (azul).

Outro experimento realizado tomou como base a respiração: no início, tranquila e, depois de um tempo, com aumento do ritmo e profundidade, para simular uma situação de estresse e verificar se ocorre variação.

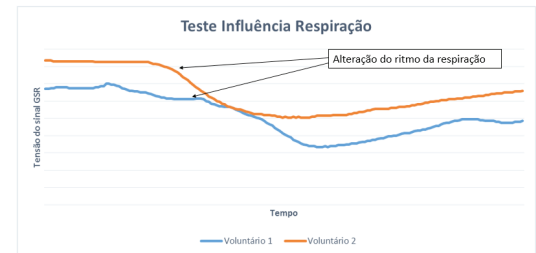


Figura 4. Teste Influência Respiração

Com isso, observa-se que o ritmo de respiração afeta a resposta galvânica: a variação que ocorre com a alteração do ritmo cardiorrespiratório influencia a abertura dos poros da pele, logo, o sinal altera sua característica, respondendo às influências.

Com os testes, foi possível comprovar o funcionamento assertivo do protótipo, pois eles mostram a leitura da resposta galvânica da pele em diversos tipos de comportamentos diferentes. Como reação ao experimento, o voluntário disse ter sentido formigamento na ponta do dedo, o que pode ser explicado pela baixa resistência da pele da pessoa naquele momento.

Referências

- [1] BIOENGENHARIA. TryEngineering, 2015. Disponível em: <http://tryengineering.org/lang/portuguese/become.php?major=Bioengenharia>. Acesso em: 19 jun. 2015.
- [2] GREEN, J. A.; SCHELLENBERGER. A Terapia do Biofeedback. In: JONAS, W. B.; LEVIN, J. S. Tratado de Medicina Complementar e Alternativa: Manole, São Paulo, 2001.
- [3] ANDRADE, A. de O.; SÁ, A. A. Rosa de; SOARES, A. B. Proposta de um sistema de biofeedback miográfico como apoio ao fortalecimento muscular. Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica, 2007. Disponível em: <http://www.abcm.org.br/pt/wp-content/anais/enebi/2007/trabalhos/enebi028.pdf>. Acesso em: 22 out. 2014.
- [4] PEREIRA, G. de S.; LIMA, J. C. M. MRGP - Monitoramento da Resistência Galvânica da pele. Revista da Graduação: Editora Universitária da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUC-RS), 2010. Disponível em: <http://revista-seletronicas.pucrs.br/veritas/ojs/index.php/graduacao/article/view/6758/4913>. Acesso em: 23 out. 2014.
- [5] MALVINO, A. P. Eletrônica. 4. ed. São Paulo: Makron Books, 1997. Vol 1 e 2.

PROTÓTIPO DE UM DISPOSITIVO COM BLINDAGEM ELETROMAGNÉTICA PARA REDUÇÃO DE RUÍDOS EM ELETROENCEFALOGRAFIA

Ingrid Wutke Oliveira¹

ingridwutke@gmail.com

Fernanda Batista de Oliveira¹

Fernandabatista.ufu@gmail.com

Eduardo Morais Carvalho¹

eduardomoraiscarvalho@gmail.com

Rodolpho Sarmiento Macedo¹

rodolpho_smacedo@hotmail.com

Geyza Rocha¹

geyzarocha@yahoo.com.br

Eliza Piolli O. Prado¹

elizaaprado@gmail.com

Dr. João Batista Destro¹

jbdestrof@yahoo.com

¹ Faculdade de Engenharia Elétrica (FEELT) – Universidade Federal de Uberlândia

Resumo

A redução de ruídos em eletroencefalografia é uma temática pouco estudada. Tal problema dificulta a análise e processamento do sinal coletado no exame, uma vez que esse pode vir a ser mascarado pelo ruído. Este artigo propõe a implementação de um protótipo que visa à blindagem eletromagnética para a redução de artefatos provenientes de influências externas. O aparato experimental desenvolvido consiste em uma caixa para a blindagem do equipamento de EEG e outra caixa para a blindagem dos eletrodos que são posicionados sobre o escalpo do paciente. Com isso, espera-se que tal dispositivo seja capaz de otimizar o sinal captado pelo EEG, tornando o exame mais confiável para a determinação de diagnósticos por profissionais de saúde.

Palavras-chave: Eletroencefalografia, blindagem eletromagnética, ruído.

Abstract

Noise reduction in electroencephalography is a subject little studied. This problem complicates the analysis and the collected signal processing in the exam, since this might be masked by noises. This article proposes to improve a prototype that aims to electromagnetic shielding to reduce artefacts from external influences. The experimental apparatus developed consists of a box to shield the EEG equipment and other box to shield the electrodes that are placed on the scalp of the patient. Thus, it is expected that such a device is able to optimize the signal captured by EEG, making it a more reliable test for diagnoses by health professionals.

Author Keywords: EEG, electromagnetic shielding, noise

Introdução

O eletroencefalograma é um exame clínico que capta os sinais elétricos advindos da atividade do córtex cerebral utilizando vários eletrodos posicionados no couro cabeludo de acordo com o sistema 10-20 (1). Este sinal apresenta uma pequena amplitude, o que dificulta a diferenciação de interferências externas e até mesmo internas, durante o exame.

A eletroencefalografia (EEG) é descrita em termos de suas frequências e componentes em alcances de 1 a 100Hz e períodos de oscilação de 10 a 10000ms. O EEG varia muito entre os indivíduos e é estável em determinadas condições, por exemplo quando deitado com olhos fechados, mudando de acordo com o estado mental, idade, entre outros (2)(3)(4).

Pela literatura, sabe-se há interferências externas no EEG. O grande desafio dos profissionais é interpretar a relação sinal-ruído, e fornecer um diagnóstico correto baseado somente no sinal captado. Essa relação sinal-ruído é influenciada por diversos fatores, por exemplo, pelo simples posicionamento do sujeito para a realização do EEG (5). Tais ruídos possuem origens de várias fontes como: da rede elétrica, da movimentação de objetos e pessoas e até mesmo de movimentos fisiológicos como um simples piscar de olhos (6). Porém, a redução dos mesmos se torna uma área muito complexa a ser estudada, tornando debilitada as fontes bibliográficas acerca deste tema.

Por isso, o processo blindagem eletromagnética é importante para que o sinal captado possa ser analisado sem que haja interferências prejudiciais que o mascarem. Um método de blindagem eficiente é a gaiola de Faraday, que segundo a ANA-

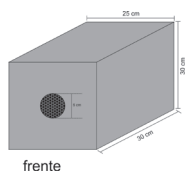


Figura 1. Protótipo virtual da caixa 1 - destinada à blindagem do EEG

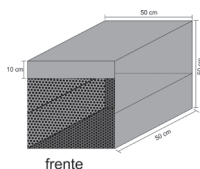


Figura 2. Protótipo virtual da caixa 2 - destinada à blindagem do paciente

TEL (7), é um dispositivo que consiste em uma câmara blindada formada por paredes de chapa ou malha metálica (material condutor), em formato de tela, projetada para a finalidade de separar os ambientes eletromagnéticos externo e interno (8).

Motivação

A realização do exame de eletroencefalografia no Hospital das Clínicas de Uberlândia (HCU) se dá em uma sala do setor do subsolo do prédio, uma vez que acredita-se que o ambiente proporciona uma quantidade menor de ruídos. Assim, o paciente é trasladado do seu leito da UTI até a sala de EEG.

Para que o transporte do paciente possa ser feito, todos os equipamentos utilizados pelo paciente em seu leito são substituídos por equipamentos portáteis. Portanto percebe-se que existem diversas variáveis envolvidas no processo de se fazer um exame de eletroencefalografia no HCU.

Esse projeto visa otimizar o modo como o eletroencefalograma é feito em um local onde é inviável a alteração da estrutura física. Tem-se foco na saúde e bem-estar do paciente, então pretende-se melhorar a aplicação do EEG, não por meio da mudança da captação do sinal em si, mas melhorando as condições nas quais tal coleta é feita.

Metodologia

Após os diversos estudos e pesquisas que foram realizados sobre EEG e blindagem eletromagnética, foi possível identificar que o equipamento de EEG e os eletrodos são os principais componentes que atuam como “antenas” e captam a maior quantidade de ruídos do ambiente, visando a melhoria do sinal e a atenuação dos ruídos decidiu-se realizar a blindagem do equipamento de EEG em si e dos eletrodos que são dispostos sobre a cabeça do paciente.

Para a blindagem do equipamento de EEG foi utilizado um dispositivo em forma de caixa retangular, caixa 1, dessa forma é mais fácil de “blindar” o aparelho e também seus acessórios, como por exemplo a fonte de alimentação que também pode captar ruídos. A própria montagem do dispositivo, disposição da tela de aço galvanizado sobre sua estrutura e assepsia é mais fácil se o equipamento for montado em forma de caixa retangular.

Já em relação a blindagem dos eletrodos que são colocados sobre o couro cabeludo do paciente foi utilizado também um dispositivo com forma de caixa retangular, caixa 2. Essa estrutura foi escolhida devido a algumas características importantes que podem proporcionar conforto ao paciente

durante o exame, como por exemplo, o espaçamento, disposição do dispositivo sobre a cama e posicionamento da cabeça do indivíduo. Também é necessário pensar na portabilidade do aparelho e montagem rápida da blindagem, sem a necessidade de uma equipe médica muito grande.

Materiais Utilizados

Primeiramente, antes de realizar a compra dos materiais foi realizado um estudo mais aprofundado sobre os princípios da Gaiola de Faraday e quais materiais poderiam realizar a blindagem eletromagnética dos dispositivos eletromédicos. Dessa forma os materiais utilizados na construção das caixas foram: tela de aço galvanizado que possui a finalidade de fornecer o isolamento eletromagnético já que o aço possui boas propriedades de condução elétrica e blindagem; cola quente, utilizada para fixar a tela de aço galvanizado na caixa de acrílico, está também possui propriedade de baixa condutividade elétrica sendo aplicável no protótipo sem comprometer a blindagem; Caixa de acrílico, material leve, transparente, não condutor e de fácil assepsia que fornece suporte a tela de aço galvanizado e também proporciona segurança ao paciente.

Protótipo Digital

Após a definição dos materiais utilizados no projeto, foi necessário definir as dimensões ideais para as caixas. Desta maneira, as medidas da caixa 1 são 30 cm X 30 cm X 25 cm (altura X largura X profundidade), com uma circunferência de 6 cm de diâmetro em sua face frontal para passagens dos fios. Para a caixa 2 foram considerados alguns quesitos como: conforto do paciente, utilização por pacientes de várias faixas etárias, entre outras. Esta apresentará abertura lateral, para entrada da cabeça do paciente dentro da caixa, a qual conta com uma almofada para melhor acomodação do paciente. Assim as medidas da segunda caixa são 50 cm X 50 cm X 50 cm, sendo sua altura dividida em 20 cm para base e outros 30 cm para tampa móvel, e também apresenta uma abertura de circunferência de diâmetro 6 cm para passagem de cabos. As caixas foram esboçadas na interface *Corel Draw X7*, para melhor visualização das mesmas, conforme as Figuras 1 e 2.

Resultados e Discussões

Nesta etapa do desenvolvimento do projeto foi realizada a montagem das caixas para blindagem no equipamento de EEG e dos eletrodos. A estru-

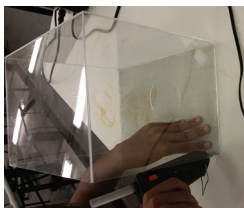


Figura 3. Fixação da tela de aço galvanizado na caixa 1.



Figura 4. Teste realizado na UTI do HCU - UFU.

tura das caixas de acrílico foi feita sob medida, conforme especificado anteriormente.

Com as caixas em mãos, o segundo passo foi acoplar a tela de aço galvanizado no interior das caixas. Para isso, a tela foi cortada nas mesmas dimensões que as faces das caixas e fixadas internamente utilizando-se cola quente (figura 3).

Para realizar o acabamento do protótipo, as extremidades da caixa juntamente com o aço foram seladas com cola quente, evitando assim que as pontas da tela de aço desempenhem um papel de antenas de captação de sinal e também possíveis acidentes devido ao fato de ser um material perfurocortante. Por fim, visando maior conforto do paciente, foi inserido um travesseiro na segunda caixa, o qual pode ser ajustado de acordo com o posicionamento da cabeça do paciente dentro do aparato.

Posteriormente, foram realizados alguns testes na UTI do HCU (Figura 4) para verificar como seria o exame de EEG juntamente com as duas caixas, quantas pessoas seriam necessárias e de que forma isso afetaria o conforto do paciente. Após a análise visual dos sinais coletados nos testes não foram observadas melhoras significativas, provavelmente devido ao fato dos materiais utilizados

não serem os mais adequados, pois os utilizados foram os encontrados no mercado regional. Portanto outros testes serão realizados juntamente com a equipe médica e também uma análise qualitativa (processamento de sinais) deve ser feita, para uma confirmação da eficiência das caixas quanto à blindagem do equipamento.

Teoricamente o aterramento do local seria adequado para atenuação de certos ruídos, porém não seria suficiente para redução de todos os tipos de ruídos captados pelo EEG, como os artefatos sonoros.

Conclusões

Neste trabalho foi apresentada uma aplicação prática da construção de um protótipo que visa reduzir os ruídos captados na eletroencefalografia. Desta maneira, o intuito do desenvolvimento é adquirir uma experiência prévia para posterior desenvolvimento de protótipos maiores. Assim, comprovada sua eficiência, espera-se que o exame de EEG possa ser realizado em qualquer ambiente hospitalar, independente dos ruídos externos existentes.

Referências

- [1] S. Sanei, J. Chambers. EEG signal processing. 2007.
- [2] Vogel, F. Generics and the electroencephalogram. 2000.
- [3] Wonhak Cho. An investigation of the influence of noise on EEG power bands and visual cognitive responses for human-oriented product design. JMST. 2011, pp. 821 - 826.
- [4] R. Romo Vázquez, H. Vélez - Pérez. Blind source separation wavelet and discriminant analysis for EEG artefacts and noise cancelling. Biomedical signal processing and control. 2012, pp. 389 - 400.
- [5] Rice, Justin K. Subject position affects EEG magnitudes. 2012.
- [6] Tonio Ball, Markus Kern. Signal quality of simultaneously recorded invasive and non-invasive EEG. 2009.
- [7] Telecomunicações, Agência Nacional de. Glossário de Telecomunicações. 2005.
- [8] P. Flavia, G. Jonas. Replicabilidade da EMGS do exercício rosca bíceps. 2005.

RELAÇÕES ENTRE O TREINAMENTO DO CORE E A MELHORA DO DESEMPENHO ESPORTIVO

Luiz Fernando Vilarinho

Laboratório de Engenharia Biomédica
Universidade Federal de Uberlândia
Av. João Naves de Ávila, 2121,
Uberlândia/MG, Brasil
lfvilarinho@gmail.com

Franciel José Arantes

Laboratório de Engenharia Biomédica
Universidade Federal de Uberlândia
Av. João Naves de Ávila, 2121,
Uberlândia/MG, Brasil
franciel_arantes@hotmail.com

Iraides Moraes Oliveira

Laboratório de Engenharia Biomédica
Universidade Federal de Uberlândia
Av. João Naves de Ávila, 2121,
Uberlândia/MG, Brasil
iraidessfisio@yahoo.com.br

Adriano Alves Pereira

Laboratório de Engenharia Biomédica
Universidade Federal de Uberlândia
Av. João Naves de Ávila, 2121,
Uberlândia/MG, Brasil
a.alves.pereira@uol.com.br

Resumo

Apresentamos uma revisão de literatura científica sobre o treinamento da musculatura do *core* e sua relação com a melhoria do desempenho esportivo, principalmente em atletas de corrida. Os resultados indicam que o treinamento do *core* e o desempenho esportivo tem uma relação ambígua, ou seja, alguns autores mostram que existe uma melhoria de desempenho com o treinamento do *core*, porém, outros autores em suas pesquisas determinam o contrário. Dessa forma não existem dados significativos sobre esse assunto.

Palavras-chave: Treinamento, *core*, corrida e desempenho esportivo.

Introdução

O *core* é um segmento do corpo relacionado com o tronco ou, mais especificamente, com a região lombar-pélvica [1], e sua estabilidade é fundamental para proporcionar uma base durante movimentos dos membros superior e inferior em atividades da vida diária ou gestos esportivos [2].

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. O treinamento do *core* para a qualidade de vida está relacionado principalmente a diminuição na incidência da lombalgia e o segundo principalmente com a melhora da performance em diferentes esportes [3].

Dentre os esportes em que o treinamento do *core* pode melhorar o desempenho do atleta destaca-se a corrida, que é um dos esportes mais populares no mundo e, no Brasil, o número de praticantes vem crescendo a cada ano. Muitas pessoas que buscam hábitos de vida mais saudáveis, como por exemplo, melhorar a saúde e a capacidade física, escolhem a corrida como modalidade de exercício, considerada uma atividade física de baixo custo e fácil execução.

Neste cenário, o objetivo deste artigo é realizar uma revisão da literatura sobre a influência do treinamento do *core* e a melhora do desempenho esportivo.

Metodologia

A pesquisa bibliográfica foi realizada na base de dados PubMed utilizando os termos: *core*, estabilidade do *core* e treinamento do *core* combinando com os

termos de desempenho, força, resistência e corrida. Foram filtrados artigos do ano de 2000 até 2015.

Resultados

A figura 1 mostra os principais resultados da base de dados consultada. Após a análise dos artigos, bem como alguns textos e livros a respeito do treinamento do *core* e suas variáveis em relação à melhora de desempenho, as informações foram estruturadas em duas partes principais apresentadas a seguir: conceito do *core* e a relação entre o treinamento do *core* e o desempenho esportivo.

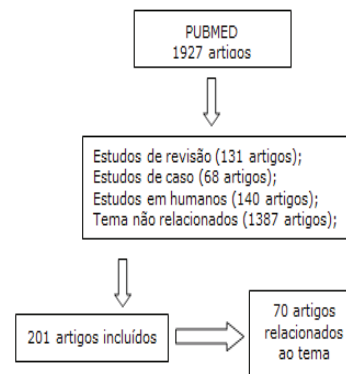


Figura 1. Resultado da busca de artigos.

Conceito do Core

Existem vários conceitos diferentes definidos na literatura científica do core. Segundo Handzel [4] o *core* pode ser definido como a região em que o centro de gravidade fica localizado e tem sido chamado de zona de potência por ser o local onde todos os movimentos são iniciados, além de estar relacionado com desenvolvimento de força, manutenção do equilíbrio, estabilidade e melhora de coordenação durante o movimento.

O conceito anatômico do *core* baseia-se no esqueleto axial (cintura pélvica e escapular), os tecidos moles (articulações, fibro-cartilagem, ligamentos, tendões, fáscias e músculos) se originando no próprio esqueleto axial (os quais podem possuir inserções axiais ou apendiculares como os segmentos) [5].

Alguns autores em sua própria definição do *core* determinam que, o mesmo é capaz de reduzir os riscos de lesões e também melhorar o desempenho atlético [6].

Relação entre o treinamento do core e o desempenho esportivo

Vários estudos recentes têm relacionado o treinamento da musculatura do *core* e a melhora do desempenho em várias modalidades esportivas.

Porém, existem também estudos que mostram o contrário, deixando lacunas a serem preenchidas a esse respeito.

Foi analisado em um estudo a relação entre biomecânica no ciclismo e estabilidade do *core* em 15 ciclistas profissionais durante um protocolo de exaustão na bicicleta, antes e depois da fadiga dos músculos do *core* [7]. Alterações cinemáticas nas articulações do joelho (plano frontal e sagital) e tornozelo (plano sagital) após o protocolo de fadiga do *core*, não apresentaram diferenças significativas na força aplicada no pedal. Concluiu-se no estudo que a fadiga do *core* altera a biomecânica no ciclismo aumentando o risco de lesões na articulação do joelho que potencialmente fica exposta a maior tensão, portanto, a melhoria da estabilidade e resistência desta região pode ser importante para promover maior alinhamento dos membros inferiores durante atividades prolongadas no ciclismo.

Em um outro estudo foram avaliados os efeitos do treinamento de estabilização do *core* e desempenho físico de jogadores de futebol com idade entre 12 e 13 anos. O programa consistiu na realização de 5 exercícios que buscavam a estabilização do tronco. No início do estudo, existia a hipótese

de que, ao acrescentar um programa de treinamento de estabilização do tronco, este seria mais eficaz para melhorar a musculatura do tronco, força muscular em torno da articulação do quadril e desempenho físico em jogadores de futebol jovens, que estão no início da adolescência. Nos resultados atuais, o programa não contribuiu para aumentar a musculatura do tronco [7].

No estudo de Nikolenko [8] foi investigada a relação entre 2 testes de campo do *core* enfatizando a potência dinâmica e as medidas de desempenho esportivo. Participaram do estudo 20 indivíduos recreacionais ativos e saudáveis, onde todos foram testados em 4 variáveis de desempenho, além dos dois testes de potência do *core*. O estudo concluiu que os testes de potência do *core* não tiveram relação com melhoria da performance esportiva nos testes verificados.

Koblbauer *et al.*, 2014 [9] investigou as mudanças cinemáticas durante a fadiga induzida na corrida e a relação com a resistência do *core* em corredores iniciantes. Participaram do estudo 17 corredores iniciantes que realizaram o teste incremental de corrida, onde foram avaliadas as mudanças cinemáticas pré e pós a fadiga de corrida e suas relações com medidas de resistência do *core*,

com verificações dos dados em dias alternados. Foi verificado um aumento significativo no ângulo de flexão de tronco, diminuição do ângulo de extensão de tronco e aumento do ângulo de eversão do tornozelo não dominante. O principal acontecimento do estudo foi que a hipótese secundária, de que as mudanças cinemáticas seriam mais pronunciadas em corredores com baixa resistência do *core*, não foi confirmada. Pelo contrário, uma relação positiva entre as mudanças cinemáticas e a resistência do *core* foram encontradas, levantando questões no que diz respeito ao mecanismo subjacente. Portanto, concluiu-se que corredores iniciantes exibem um aumento global do ângulo de inclinação do tronco e aumento pico dos ângulos de eversão do tornozelo durante a corrida em fadiga. Medidas de resistência do *core* exibem relações inesperadas com as mudanças na cinemática da corrida e exigem uma investigação mais aprofundada para determinar a significância dessas relações.

Portanto, dada a falta de lacunas ou respostas conclusivas sobre o efeito do treinamento do *core* em relação à melhora do desempenho esportivo, bem como a falta de evidências sobre o papel da força e resistência do *core*, mais estudos precisam

ser realizados para aprimorarem e verificarem respostas mais plausíveis em relação a este tema.

Recomendações finais

Programas de treinamento do *core* são muito comuns nos dias atuais. Várias academias e ambientes que desenvolvem o treinamento físico utilizam esse tipo de treinamento para evitar lesões e também na busca de melhoria do desempenho atlético. No entanto, existem algumas contradições entre os diferentes campos profissionais e, principalmente, científicos.

Referências

- [1] OLIVER, G. D.; STONE, A. J.; PLUMMER, H. Electromyographic examination of selected muscle activation during isometric core exercises. *Clin J Sport Med*, 20, 452-457, 2010.
- [2] ELLSWORTH, A. Treinamento do core: Anatomia ilustrada - guia completo para o fortalecimento do core. Barueri: Manole, 2012.
- [3] EVANGELISTA, A. L.; MACEDO, J. Treinamento funcional e core training: exercícios práticos aplicados. São Paulo: Phorte, 2011.
- [4] HANDZEL, T. M. Core Training for Improved Performance. *NSCA's Performance Training Journal*. v., n. 6, p. 26-30, 2003.
- [5] BEHM, D. G.; DRINKWATER, E. J.; WILLARDSON, J. M.; COWLEY, P. M. The use of instability to train the core musculature. *Appl Physiol Nutr Metab*, 35, 91-108, 2010.
- [6] BRUMITT, J. Avaliação e treinamento do core. São Paulo: Phorte, 2012.
- [7] ABT, J. P.; SMOLIGA, J. M.; BRICK, M. J.; JOLLY, J. T.; LE-PHART, S. M.; FU, F. H. Relationship between cycling mechanics and core stability. *J Strength Cond Res*, 21, 1300-1304, 2007.
- [8] NIKOLENKO, M., BROWN L.E, COBURN, J.W., SPIERING, B.A. AND TRAN, T.T., Relationship between core power and measures of sport performance. *Kinesiology*, 2011 2: 163-168.
- [9] KOBLBAUER, I. F.; VAN SCHOOTEN, K. S.; VERHAGEN, E. A.; VAN DIEEN, J. H. Kinematic changes during running-induced fatigue and relations with core endurance in novice runners. *J Sci Med Sport*, 17, 419-424, 2014.

CONTRIBUIÇÃO DE UM SISTEMA ESPECIALISTA PARA O DIAGNÓSTICO DA OSTEOPOROSE EM MULHERES PÓS-MENOPAUSA

Ezequiel Núbio Lucas Pereira

ezequiel.radiologia@hotmail.com

Alberlúcia Soares Dâmaso Garcias da Silva

alberluciadamaso@gmail.com

Lourdes Mattos Brasil

lmbrasil@gmail.com

Marília Miranda Fortes Gomes

marliamfg@gmail.com

Resumo

A osteoporose é uma doença que se caracteriza pela perda de massa óssea, acomete principalmente pessoas acima de 65 anos de idade, sendo o público feminino o de maior incidência devido ao evento da menopausa e alterações hormonais peculiares da fase. A computação gráfica auxiliada pelos programas desenvolvidos pela Inteligência Artificial (IA), como é o caso de Sistemas Es-

pecialistas (SE), tem contribuído muito na tomada de decisões médicas quanto ao planejamento terapêutico. Em uma abordagem prática, mostra-se neste trabalho o desenvolvimento de um SE utilizando o Shell Expert Sinta, para ser usado na anamnese de mulheres que apresentem fatores de riscos de desenvolver osteoporose pós-menopáusicas. O SE interage com o seu utilizador por meio de menus de múltipla escolha. Ao final de cada busca, uma janela de resultados apresenta todos os valores atingidos pelo objetivo, com os respectivos graus de confiança. Neste caso, indica-se o risco de desenvolver a doença como sendo baixo, baixo-médio, médio, médio-alto ou alto.

Palavras-chave: Osteoporose; menopausa; sistemas especialistas; inteligência artificial.

Introdução

As mudanças ocorridas na expectativa de vida ocasionaram o envelhecimento da população, resultando no aumento no índice de doenças crô-

Fatores de Risco da Osteoporose

Fatores biológicos, comportamentais e ambientais são considerados como desencadeantes para desenvolver osteoporose, entre os fatores de riscos estão: História familiar, fratura espontânea, raça branca (caucasiana), osteogênese imperfeita, idade acima de 65 anos, sedentarismo, má nutrição, alcoolismo, tabagismo e esteróides [11, 2].

As mulheres são mais suscetíveis à osteoporose do que homens, em virtude de apresentarem perda óssea considerável durante a menopausa, também apresentação ossos mais finos e mais leves, têm maior expectativa de vida, portanto estão mais predispostas a desenvolverem um quadro clínico de osteoporose [6].

nico-degenerativas, destacando-se entre elas a osteoporose com uma elevada frequência e fator limitante na qualidade de vida das pessoas com mais idade, configurando-se em uma preocupação nos setores de saúde pública [8, 5].

A osteoporose é uma alteração metabólica dos ossos caracterizada pela perda de massa óssea e desorganização na microestrutura do osso fazendo com que o mesmo fique frágil e susceptível a fratura sem trauma ou com trauma de baixo impacto. A osteoporose inicialmente não apresenta sintomas específicos, sendo conhecida como “doença silenciosa”, pois as primeiras manifestações clínicas surgem quando já ocorreu perda de 30 a 40% de massa óssea [2].

O diagnóstico inicial ocorre a partir de uma anamnese médica com a paciente e assemelha-se muito com a forma de funcionamento do SE, pois se dá através de perguntas e respostas [5]. Tomar por ponto de partida a análise inicial dessa paciente, para confirmar o quadro de osteoporose são indicados estudos por imagens [2, 11].

Nos tempos atuais, a computação tem se dirigido para o desenvolvimento de equipamentos e programas que tentam ajudar nas tarefas mais automáticas, atuando como auxiliar, como apoio

nas mais diversificadas áreas, destacando-se nesse seguimento a IA é uma área de atuação da ciência da computação que pesquisa técnicas que tornam os computadores capazes de realizar tarefas de aspectos semelhantes com o ser humano. Um SE é uma área da IA desenvolvida para simular comportamentos humanos inteligentes aplicando métodos computacionais [7].

Neste artigo é proposto a implementação de um SE para auxiliar profissionais da área de medicina a diagnosticar a osteoporose.

Materiais e Métodos

Foi feito um protótipo de SE baseado em regras utilizando a ferramenta Shell Expert SINTA.

Desenvolveu-se uma pesquisa para chegar ao diagnóstico da osteoporose em mulheres pós-menopausa.

Antes de criar as regras, foi necessário que todas as variáveis utilizadas, bem como seus respectivos valores, fossem criados. Com base nos principais fatores de risco à osteoporose descritos na literatura, foram selecionadas as variáveis e os valores conforme a Tabela 1. Todas as variáveis foram definidas como univaloradas e receberam apenas valores determinísticos (“sim” e “não”).

O Expert SINTA

É uma ferramenta computacional que utiliza um modelo de representação do conhecimento baseado em regras de produção e probabilidades, tendo como objetivo principal simplificar o trabalho de implementação de SE através do uso de uma máquina de inferência compartilhada da construção automática de telas e menus, das regras de produção e da utilização de explicações sensíveis ao contexto da base de conhecimento modelada. O Expert SINTA tem como características a utilização de fatores de confiança, ferramentas de depuração e possibilidade de incluir ajudas on-line. Seus principais componentes são: a base de conhecimentos; o editor de bases, que é o meio pelo qual a *Shell* permite a implementação das bases desejadas; a máquina de inferência e o banco de dados global, que são as evidências apontadas pelo usuário do SE durante uma consulta [9].

VARIÁVEIS	VALORES
Casos de osteoporose na família	Sim
	Não
Raça Branca ou asiática	Sim
	Não
Fratura espontânea	Sim
	Não
Dieta pobre de leite e seus derivados	Sim
	Não
Sedentarismo	Sim
	Não
Consumo de álcool, fumo ou esteroides.	Sim
	Não
Risco de desenvolver a osteoporose	Alto
	Médio-alto
	Médio
	Baixo-médio
	Baixo

Tabela 1. Variáveis e valores.

Neste estudo foram criadas um total de 64 regras, e o conectivo “E” foi usado para unir as sentenças aos conjuntos de premissas que formam a seção de antecedentes (Figura 1).

A variável “risco de desenvolver a osteoporose” foi definida como a variável objetivo, que controla o modo como a máquina de inferência se com-

porta, na qual vai ser sempre exposto o resultado da consulta.

Este SE comunica-se com o usuário final através de menus de múltipla escolha, que são construídos automaticamente pela shell, mas alguns detalhes foram fornecidos pelo criador da base.

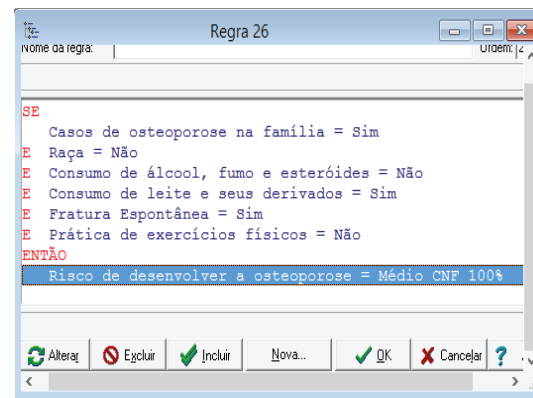


Figura 1. Criação das regras.

Resultados

Após a conclusão das etapas já relatadas, a ferramenta está pronta para ser utilizada. Ao iniciar a consulta, o SE apresenta uma tela de abertura, com informações sobre seu funcionamento, os autores e os casos aos quais ele se aplica.

A consulta se desenvolve por meio de menus de múltipla escolha. Deve-se escolher a opção desejada marcando uma das caixas de verificação (Figura 2).

Ao final de cada busca, uma janela de resultados apresenta todos os valores atingidos pelo objetivo, com os respectivos graus de confiança. Neste caso, indica-se o risco de desenvolver a doença como sendo baixo, baixo-médio, médio, médio-alto ou alto.

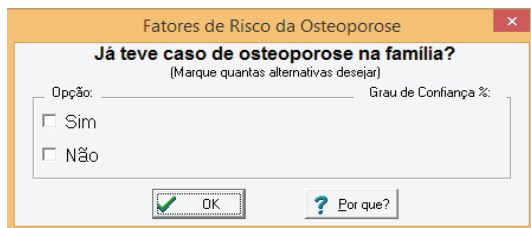


Figura 2. Menu de múltipla escolha.

Discussão

Com o avanço da tecnologia, ferramentas computacionais são cada vez mais utilizadas para apoiar na resolução de problemas [12]. Um SE Médico propõe-se a trazer perspectivas de soluções de problemas para o âmbito clínico, com-

prometendo-se aproximar ao máximo das conclusões que um perito alcançaria na solução dos mesmos problemas [4].

O SE deve ter funcionamento embasado em experiências passadas para fornecer respostas especializadas ao usuário [1].

Em relação à eficácia do SE proposto por Cunha [3], Os profissionais consideraram a classificação dos resultados pouco conclusiva, a qual foi apenas inserida de acordo com as informações obtidas no protocolo.

Dentre os benefícios gerados pelos SE, destacam-se as principais ideias e o conhecimento de um especialista em uma determinada área dentro de um único software, capaz de auxiliar nas tomadas de decisão [10].

Conclusão

Através deste trabalho foi constatado como a IA é de grande valia ao ser humano, pois através dos métodos desenvolvidos é possível chegar a resultados positivos e eficazes como o sistema especialista proposto. O protótipo construído possui algumas limitações, como o uso de poucas variáveis na definição da base de conhecimentos do sistema. Pretende-se no futuro fazer

um estudo mais aprofundado sobre todo o processo de suporte a sistemas especialistas e definir mais regras, aprimorando assim o processo aqui implementado.

Referências

- [1] Barreto, L.; Prezoto, M. Introdução a Sistemas Especialistas. 2010. 34 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Tecnologia, Limeira, 2010.
- [2] Carvalho MI. Osteoporose: visão do ortopedista. Ver Bras Ortop. (2006);41(4):91-7.
- [3] Cunha, M. J. Bases de conhecimento para sistemas especialistas de suporte na avaliação das atividades de levantar e sentar (dissertação). Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós- Graduação em Ciências Médicas. Florianópolis, SC, 2012.
- [4] Dos Santos, L. R. Protótipo de um sistema especialista educativo para diagnóstico médico. Monografia (Graduação). Centro Univertário Vila Velha. Curso de Ciência da Computação. VILA VELHA. 2010.
- [5] Dos Santos, H. A. Utilização de um sistema especialista para diagnóstico de patologias ortopédicas dos membros inferiores. Monografia (Graduação). Curso de Sistemas de Informação do Centro Universitário Luterano de Palmas – CEULP/ ULBRA. Palmas, 2011.
- [6] Frazão, P., Naveira, M. Prevalência de osteoporose: uma revisão crítica. Rev. bras. epidemiol, v. 9, n. 2, p. 206-214 (2006).
- [7] Norvig, P. R.S. Inteligência Artificial, 3ª Ed. Elsevier Brasil, 2014.
- [8] Ribeiro, A. F. de C. et al. Osteoporose e os distúrbios endócrinos da tireóide e das gônadas. Arq..bras. endocrinol. metab, v. 47, n. 3, p. 228-236 (2003).
- [9] Sinta, Expert. “Expert SINTA – Uma ferramenta visual para criação de sistemas especialistas – Versão 1.1– Manual do Usuário”. – Laboratório de Inteligência Artificial/LIA – UFC, CE. (1996).
- [10] Spirlandelli, L. P.; Santos, G. H. D. dos; Rodrigues, L.; Bandos, M. F. C. Sistemas especialistas: um estudo de caso com o expert sinta. Revista eletrônica de sistemas de informação e gestão tecnológica, Franca, n.1, v. 1, 2011.
- [11] Tavares V., Canhão H., Gomes JA, et al. Recomendações para o Diagnóstico e Terapêutica da Osteoporose. Acta Reumatol Port (2007); 32:49-59.
- [12] Tibes, C. M. S. Estudo e desenvolvimento multidisciplinar de um protótipo de Sistema Especialista para auxílio ao diagnóstico de apendicite aguda. 2011. 84 f. Monografia (Graduação) - Curso de Enfermagem. Universidade Estadual do Oeste do Paraná, Foz do Iguaçu, 2011.

PRELIMINARY EVALUATION OF LEAP MOTION CONTROLLER AS A HUMAN TREMOR RECORD DEVICE

Fábio Henrique M. Oliveira

Faculty of Electrical Engineering
Federal University of Uberlândia - Brazil
oliveirafhm@doutorado.ufu.br

Adriano O. Andrade

Faculty of Electrical Engineering
Federal University of Uberlândia - Brazil
aoandrade@feelt.ufu.br

Abstract

The Leap Motion Controller is a device for hand gesture controlled user interfaces with sub-millimeter accuracy. However, up to this point its capabilities under some light conditions and different distances between controller and hand in a static scenario have not been analyzed. Therefore, this paper presents a preliminary study of a Leap Motion Controller. The main focus is to describe the typical controller behavior. For this evaluation, a static plaster hand model was used as a reference object. For static configuration, the deviation found between each measured 3D position and the average measured position was below 0.78 mm.

Author Keywords: leap motion controller; accuracy; measurement precision

Introduction

Tremor is defined as an involuntary and approximately rhythmic movement of muscles. There are many ways to measure the human tremor; the most common methods include accelerometry and electromyography (EMG) [5]. In the past few years the different optical sensors, which allow the acquisition of 3D objects, have been developed [2,4]. Concurrently, with the development of new sensors, the number of potential applications vastly increases, especially because of the increased accuracy and robustness of 3D sensors [8] and a drop in prices.

The tremor analysis application has particular requirements such as high accuracy and high precision [5]. These requirements are desired due to the two common tremor parameters, amplitude that can reach small values (around millimeters) and frequency, which can reach up to around 12 Hz [5].

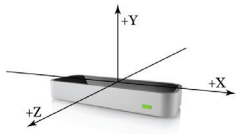


Figure 1. The Cartesian coordinate system used to describe positions in the controller's sensory space.



Figure 2. The setup of the experimental environment.

In this sense, the Leap Motion Controller (LMC) appears as a controller that allows precise and fluid tracking of multiple hands, fingers, and small objects in free space with a sub-millimeter accuracy. The controller's capabilities in realistic environments were analyzed by Weichert [8] and Guna [3]. However, the previous studies do not evaluate the specific hand tracking behavior.

The human tremor analysis field can benefit of use this kind of sensor. Therefore, this paper presents a preliminary evaluation of LMC hand tracking under some light conditions and different distances between controller and hand in a static scenario.

Experimental Design

Depending on the human age, for example, the tremor amplitude varies between $0.4 \text{ mm} \pm 0.2 \text{ mm}$ for young individuals and $1.1 \text{ mm} \pm 0.6 \text{ mm}$ for old individuals [1,7]. The controller's performance was evaluated using a static hand as a reference object, this way, the hand palm position was tracked and recorded to evaluate the dispersion of the results.

Leap Motion Controller

The Leap Motion Controller is a consumer-grade sensor developed by Leap Motion (www.leapmo-

www.leapmotion.com). It is primarily designed for hand gesture and finger position detection in interactive software applications.

The LMC uses infrared (IR) imaging to determine the position of predefined objects in a limited space in real time. Technically, very few details are known about the precise nature of the algorithms used due to patent and trade secret restrictions. However, from inspection of the controller, it is clear that three separate IR LED emitters are used in conjunction with two IR cameras [8]. The controller's field of view is an inverted pyramid centered on the device. The effective range of the controller extends from approximately 25 to 600 millimeters above the device.

The Cartesian coordinate system used to describe positions in the controller's sensory space is shown in Figure 1. It should be noted that the sampling frequency is not stable, it can not be set, and varies significantly [3].

Measurement Setup

The LMC was fixed on a plane and a reference plaster hand model was fixed above the LMC, as shown in Figure 2.

A laptop computer, Intel® Core™ i7-3520M CPU 2.9 GHz with 8 GB of RAM, with the developed evaluation software which is described in [6] were used for real-time data acquisition and logging.

During the measurement of static locations, the hand model was firmly attached using a metal structure (Figure 2). The static measurement was performed under four experimental conditions sets as shown in Table 1.

The measured positions are denoted by $p[i] = (p_x[i], p_y[i], p_z[i]) \in R^3$, where the components $p_x[i]$, $p_y[i]$ and $p_z[i]$ represent the coordinates in the LMC Cartesian coordinate system of the i -th sample ($1 \leq i \leq N, i \in N$) taken at the same position, and N means the total number of samples taken.

	Illumination intensity (lux)*	Distance from controller (cm)
Set 1	353	27
Set 2	72	
Set 3	353	17
Set 4	72	
* Approximately		

Table 1. Predefined experimental conditions sets.

In the following, for each set, at least 2.500 samples were measured. In order to analyze the sensor's accuracy and precision in static scenario the deviation and standard deviation were calculated.

Results

The Figure 3 shows deviation between each measured position and mean value for x- and y-axis from set 2.

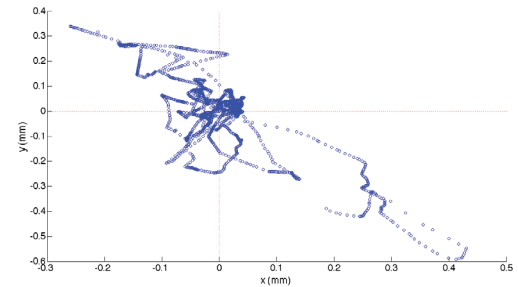


Figure 3. Deviation between each measured position and the mean value for x- and y-axis from set 2.

Figure 3 presents one of the smallest deviations for x- and y-axis, which is less than 0.43 mm in the case of x-axis and in the y-axis case, is less than 0.59 mm.

The box-and-whisker plots in Figure 4 the average deviation concerning the x-, y- and z-axis at each set (see Table 1). The boxes are representing the interquartile range that contains 50% of the values and the whiskers are marking the minimum and maximum values, excluding outliers (marked as red points).

Figure 5 shows a comparison of standard deviation of x-, y- and z-axis for each set.

The lowest standard deviation (0.085 mm) was measured on the x-axis 27 cm above the controller and an illumination intensity of 72 lux, while the highest standard deviation (0.57 mm) was measured on the z-axis at the same conditions.

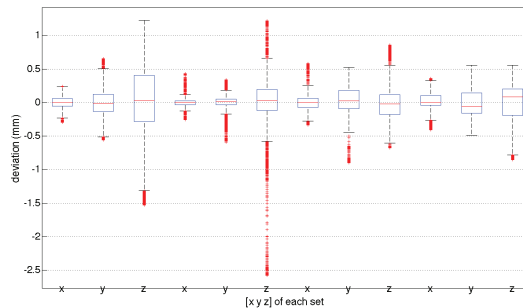


Figure 4. Box-and-whisker plot of x-, y- and z-axis for each set.

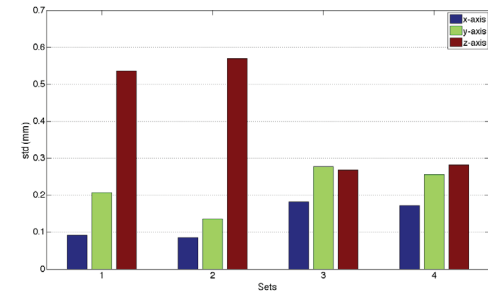


Figure 5. Standard deviations of x-, y- and z-axis for each set.

Discussion and Conclusions

In this paper, we have described a preliminary evaluation of the hand tracking performance of the LMC in the static scenario.

In this study, it should be noted that the LMC software version used was 2.2.5 and the Application Programming Interface (API) function used to get the hand position was `Hand.palmPosition`. Unlike, that information were not clear in Weichert [8] and Guna [3] studies.

The results revealed a significant increase in the standard deviation when the hand model was moved away from the controller's surface, particularly in the z-axis, which combines with results presented by [3].

In some cases, the controller only tracked the static point for a few seconds and then stopped. The sampling frequency keeps around 58 Hz with small changes (0.5 Hz), which is below the expected value that it was 60 Hz. These two phenomena were also reported in [3].

Concerning about illumination intensity, the set of measurements revealed no significant deviation difference between the sets of 353 lux and 72 lux. Future work will focus on correlation tests to evaluate the best settings for the use of the LMC, and estimating a model of the error probability density function.

Acknowledgements

The authors would like to thank the colleagues from Biomedical Engineering Laboratory and funding agencies CNPq, CAPES and FAPEMIG.

References

- [1] BURKHARD, P.R., LANGSTON, J.W., and TETRUD, J.W. Voluntarily simulated tremor in normal subjects. *Neurophysiologie Clinique* 32, 2 (2002), 119–126.
- [2] DUAN, Y., DENG, H., and WANG, F. Depth Camera in Human-Computer Interaction: An Overview. 2012 Fifth International Conference on Intelligent Networks and Intelligent Systems, IEEE (2012), 25–28.

- [3] GUNA, J., JAKUS, G., POGAČNIK, M., TOMAŽIČ, S., and SODNIK, J. An analysis of the precision and reliability of the leap motion sensor and its suitability for static and dynamic tracking. *Sensors (Switzerland)* 14, 2 (2014), 3702–3720.

- [4] HODSON, H. Leap Motion hacks show potential of new gesture tech. *New Scientist* 218, 2911 (2013), 21.

- [5] O., A., ALVES, A., DE ALMEIDA, M.F.S., et al. Human Tremor: Origins, Detection and Quantification. In *Practical Applications in Biomedical Engineering*. InTech, 2013, 3–24.

- [6] OLIVEIRA, F.H.M. and ANDRADE, A.O. Estratégia para detecção de tremor de punho utilizando o sensor Leap Motion. *Anais do Simpósio em Engenharia Biomédica, VII Simpósio em Engenharia Biomédica (2014)*, 143–148.

- [7] STURMAN, M.M. Effects of Aging on the Regularity of Physiological Tremor. *Journal of Neurophysiology* 93, 6 (2005), 3064–3074.

- [8] WEICHERT, F., BACHMANN, D., RUDAK, B., and FISSELER, D. Analysis of the accuracy and robustness of the leap motion controller. *Sensors (Basel, Switzerland)* 13, 5 (2013), 6380–93.

COMPARAÇÃO QUANTITATIVA DE ELETROENCEFALOGRAFIA DE ALTA FREQUÊNCIA EM INDIVÍDUOS NORMAIS

Camila Davi Ramos

Faculdade de Engenharia Elétrica
Pós-Graduação Engenharia Elétrica
Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia – MG, Brasil

camiladavi.r@gmail.com

Eustáquio Fernandes Júnior

Faculdade de Engenharia Elétrica
Graduação Engenharia Biomédica
Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia – MG, Brasil

eustaquio.fernandes@gmail.com

Rafael Cunha Tomais

Faculdade de Engenharia Elétrica
Graduação Engenharia Biomédica
Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia – MG, Brasil

rafaeltomais@gmail.com

Ana Clara Castro

Faculdade de Engenharia Elétrica
Graduação Engenharia Biomédica
Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia – MG, Brasil

hrdocha@gmail.com

João Batista Destro Filho - Orientador

Professor Adjunto IV
Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia – MG, Brasil

jbdestro@ufu.br

Resumo

Eletroencefalografia (EEG) é o exame neurológico mais simples de custo reduzido e não-invasivo, comumente utilizado para diagnósticos de doenças. Apesar de presente nas unidades de terapia intensiva dos hospitais, é um exame susceptível a artefatos, como a presença de ruídos nos sinais, impossibilitando o correto diagnóstico pelo médico. É utilizado por neurologistas para visualização do comportamento das ondas cerebrais em termos de amplitude e frequência. Portanto a necessidade de uma análise quantitativa do comportamento da frequência do sinal em indivíduos normais em ambiente considerado ideal, é a priori uma alternativa para a possibilidade de se conhecer o registro EEG e projetar determinados filtros para amenizar

a presença dos artefatos. Existe ainda a necessidade de se realizar estudos quantitativos em altas frequências visto que grande parte da literatura é sobre baixas frequências em EEG. Esse trabalho teve como objetivo produzir dados quantitativos estatísticos de registros de dois indivíduos dos dois sexos, sob mesmas condições. Por meio das análises foi possível verificar os valores médios de frequências para indivíduo do sexo masculino com olhos fechados e com olhos abertos, assim como para indivíduos do sexo feminino nessas mesmas condições. As análises estatísticas analisadas nesse trabalho indicaram por meio dos valores de desvio padrão que os comportamentos dos valores de frequências são levemente diferentes para homens e mulheres. É necessário para estudos posteriores uma aplicação estatística mais elaborada a fim de uma conclusão mais precisa.

Palavras-chave: Eletroencefalografia; Alta Frequência; Quantitativo.

Introdução

Durante a década de 1920, o neurologista e psiquiatra alemão Hans Berger (1873-1941) registrou, pioneiramente, a atividade elétrica cortical

nos humanos. Utilizando o primeiro equipamento de registro da atividade cerebral foi possível observar uma pequena expressão das correntes elétricas geradas no cérebro sem a necessidade do uso de técnicas invasivas (FREEMAN, 2013). A partir dos primeiros registros de eletroencefalografia (EEG), tornou-se possível a associação das mudanças da atividade elétrica cortical com algumas doenças neurológicas, estímulos sensoriais, sono, hipóxia e anestesia (MAURER, 1997). Os registros de exames de eletroencefalografia (EEG) têm sido utilizados pelos médicos por décadas na detecção de doenças neurológicas específicas do sistema nervoso central (CINCOTTI, 2007).

Através do desenvolvimento de aparelhos mais avançados e sensíveis aos sinais, foi possível o estudo mais aprofundado dos ritmos cerebrais (MAURER, 1997). No primeiro registro humano de EEG foi percebida a existência de diferentes oscilações e amplitudes de ondas, sendo algumas muito lentas e periódicas e outras mais aceleradas (BUZSÁKI, 2006). As oscilações mais conhecidas em eletroencefalografia são ondas delta, com faixa de frequência de 0,5 a 3,5 Hz e média de amplitude de 100 μ V, ondas teta, com faixa de frequência de 3,5 a 7,5 Hz, alfa, com 7,5

a 12,5 Hz e Beta com 12,5 a 30 Hz (FREEMAN, 2013). Outra faixa de frequência conhecida em sinais EEG é a faixa de 40 – 120 Hz, conhecida como oscilações gama, as quais são associadas em grande parte com funções de vigília, sensorial e atenção, e a recuperação de alguns traços da memória (QUYEN, 2010). Atualmente existem relatos de gravação de EEG de alta frequência para a identificação de áreas cerebrais susceptíveis a patologias como a epilepsia (IWATANI, 2012). As oscilações de alta frequência são potenciais de atividade neural que são sincronizados. Podem significar estado normal ou patológico do cérebro, e correspondem a gravações advindas do hipocampo e do para hipocampo (ENGEL JR, 2009).

Contudo, as gravações de registros de EEG são comumente contaminadas por artefatos, potenciais que não são originários do cérebro, mas a partir de variadas outras fontes (HARTMANN, 2014). Em ambientes de Unidades de Terapia Intensiva (UTI) é comum a indicação de monitorização contínua por EEG em pacientes, o que pode ser prejudicado pela presença indesejável de ruídos nesse ambiente (GARRIDO, 2006). Existem basicamente dois tipos de artefatos em EEG, os fisiológicos como eletromiografia e mo-

vimento involuntário do corpo, eletrocardiografia, movimento da língua e sudorese, e os não fisiológicos como eletrodos, ruído eletromagnético e ruído branco (WHITE, 2010).

Atualmente estudos de quantificação dos sinais EEG estão sendo desenvolvidos para que se conheça melhor o sinal e dessa forma minimizar a influência dos artefatos no diagnóstico por meio desse tipo de exame. Existem diversas técnicas de EEG quantitativo como o mapeamento cerebral ou mapeamento topográfico (LUCCAS, 1999). Alguns estudos abordaram a análise espectral utilizando a Transformada de Fourier (KOBAYASHI, 2009) outros utilizaram softwares como o desenvolvido na Alemanha denominado *Brain Electrical Source Analysis* para analisar os dados no domínio da frequência (IWATANI, 2012). Existiram ainda estudos que estimaram a relação sinal ruído de registros de EEG a partir da decomposição linear do sinal registrado em sinal EEG e artefato (NIKULIN, 2011).

Diante do conhecimento em EEG e visto que esse é um exame altamente utilizado no Hospital de Clínicas da Universidade Federal de Uberlândia, esse estudo teve como objetivo o registro e análise quantitativa de sinais EEG de alta frequência em indivíduos de sexos distintos a fim de, a partir de estudos

estatísticos, descobrir se existe uma diferença significativa entre os valores de média de frequências entre atividade cerebral masculina e a feminina.

Materiais e Métodos

Para realização desse trabalho foi necessário efetuar registros de eletroencefalografia (EEG) em diferentes tipos de voluntários considerados normais no laboratório de Engenharia Biomédica da UFU (Biolab). A condição de normalidade para um voluntário nessa pesquisa leva em consideração as questões de saúde mental e física do indivíduo, sendo que essas devem ser critérios de inclusão quando o voluntário não apresenta doença neurológica ou física e exclusão caso contrário. Ao todo foram realizados 14 registros dos quais apenas dois foram usados para as análises desse projeto visto que foram os apresentaram os melhores resultados, a partir da análise de um neurologista, para um registro de EEG. **Configurações do Equipamento:** O equipamento de Eletroencefalografia utilizado foi do modelo BNT 36. A inovação nessa pesquisa é que o filtro passa baixo foi selecionado em 100 Hz a fim de realizar a aquisição do sinal EEG em altas frequências e contribuir com a pouca literatura existente sobre esse assunto. Já o filtro

de baixas frequências foi setado em 0.5 Hz. A taxa de aquisição do sinal foi de 400 amostras por segundo. Esse equipamento tem a opção de ativação do filtro de 60 Hz, o qual foi utilizado. **Colocação dos eletrodos:** Os eletrodos, não invasivos, colocados no voluntário totalizaram 22, dispostos conforme o sistema 10-20 de colocação. Além disso, para melhorar a condução do sinal foi utilizado um gel condutor o qual apresenta alta condutividade, permitindo uma melhor captação dos sinais elétricos que constituem a atividade cerebral. Esse gel é basicamente formado por compostos à base de agentes emulsionantes não iônicos, estabilizantes e doadores de consistência, umectância e sal de alta condutividade, da marca Maxxi Fix. **Software coleta:** O software utilizado na coleta foi o software da EMSA. Este software juntamente com a plataforma BrainNet BNT-EEG tem como objetivo capturar e analisar o sinal coletado. Foi utilizado também o software Matlab para realização da quantização dos registros. **Registro Olhos Fechados:** Foram registrados 3 minutos para cada voluntário, em que o mesmo permaneceu de olhos fechados e da maneira mais confortável possível para que qualquer tipo de interferência muscular fosse evitado na gravação do sinal. **Registro Olhos Abertos:**

Foram registrados também 3 minutos para cada voluntário, nas mesmas condições citadas para o registro de olhos fechados. Na Tabela 1 estão as informações dos dados utilizados nesse trabalho. De acordo com essa tabela cada sinal analisado foi constituído por 22 eletrodos, porém foram analisados apenas 20 pois 2 são eletrodos de referências. Para realizar o processamento dos dados foram definidas 12 épocas com 1 segundo de informação cada, sendo que esses segundos foram escolhidos de maneira paulatina ao longo de todo o registro.

Tabela 1: Sinais utilizados nessa pesquisa.

Sinal	Característica
Sinal 1	EEG Masculino, Olhos Fechados.
Sinal 2	EEG Feminino, Olhos Fechados.
Sinal 3	EEG Masculino, Olhos Abertos.
Sinal 4	EEG Feminino, Olhos Abertos.

Análise Visual: A análise visual para a escolha das 12 épocas foi auxiliada por um neurologista do Hospital de Clínicas da UFU. Para definir as épocas utilizadas foi preciso selecionar os trechos em que não houve distorção do sinal ou a presença de artefatos visualmente detectáveis. **Definição das**

épocas: Para cada sinal foram definidas 12 épocas com duração de um (1) segundo cada trecho – totalizando 400 amostras cada época. **Transformada de Fourier Normalizada:** Cada época foi submetida à transformada de Fourier normalizada realizada por um algoritmo desenvolvido no software *Matlab*. **Definição de média e desvio padrão:** Para o cálculo da média de frequência em cada época, inicialmente foi calculada a média de valores de frequência de cada eletrodo em cada um dos 12 trechos, visto que cada época foi constituída por 400 valores distintos de frequências. Logo, para o cálculo dessa média foi utilizada a fórmula em (1).

$$f_m = \frac{\sum_{i=1}^n \text{Vetor_Frequencia} \times \text{Módulo_Normalizado}}{\sum_{i=1}^n \text{Módulo_Normalizado}} \quad (1)$$

Onde: Vetor_Frequencia é o vetor criado levando em consideração da frequência do sinal; Módulo_Normalizado é a resultante da transformada de Fourier normalizada;

Dessa maneira foi obtida uma matriz com 20 linhas, cada linha representando um eletrodo e 12 colunas, cada coluna representando uma época. Em seguida foi utilizado o comando do *Matlab* denominado 'means' para cálculo da média de cada

época levando em consideração agora os valores de médias de frequência de cada eletrodo, resultando dessa forma em um vetor com uma linha e 12 colunas. Também utilizando um comando do *Matlab* denominado '*std*' foi calculado o desvio padrão dos valores de médias de frequências.

Resultados

Para o primeiro sinal analisado (Sinal 1) foi obtida a Tabela 2 com os resultados de frequência média (fm) e desvio padrão (dp) das frequências em cada época.

Tabela 2: Média de Frequência Sinal 1

Época	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
fm	63,3	65,7	65,4	65,5	65,4	64,8	64,6	65,6	63,1	64,6	67,5	64,9
dp	4,5	3,2	3,1	2,8	3,7	2,9	3,0	3,8	3,2	2,1	6,1	2,1

Já para o Sinal 2 foi obtida a Tabela 3 com as mesmas informações.

Tabela 3: Média de Frequência Sinal 2

Época	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
fm	66,1	64,1	64,2	65,0	64,7	66,4	62,0	64,7	63,1	64,9	65,9	66,2
dp	4,1	3,6	2,2	3,6	3,7	3,8	6,2	3,1	3,3	2,8	3,7	4,3

Para comparar os resultados entre esses dois sinais foi gerado o gráfico da Figura 1. Nesse gráfico é possível verificar que no eixo horizontal estão

representadas as 12 épocas analisadas e no eixo vertical são os valores de média das frequências. Os traços em cor verde representam os dados contidos na primeira linha da Tabela 2 (Sinal 1). Já os dados em cor magenta são provenientes da primeira linha da Tabela 3 (Sinal 2). Já a linha em azul representa os valores de desvio padrão calculados, contidos na segunda linha da Tabela 2. E ainda a linha em vermelho é referente à segunda linha da Tabela 3, em que estão os valores de desvio padrão obtidos pelos cálculos de médias de frequência na análise do sinal 2.

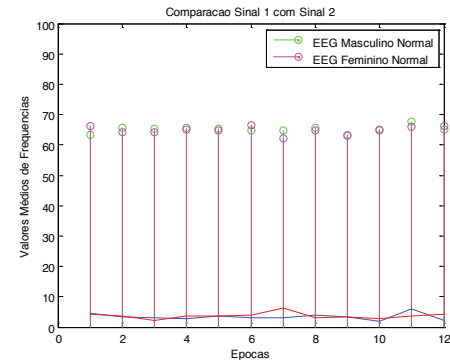


Figura 1. Comparação entre os valores médios de frequências do Sinal 1 com o Sinal 2, obtida pelos dados das Tabelas 2 e 3.

Para o Sinal 3 e o Sinal 4 foram geradas as Tabelas 4 e 5 respectivamente, com os resultados de média e desvio padrão referente à cada sinal.

Tabela 4: Média de Frequência Sinal 3

Época	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
fm	66,4	65,9	63,5	62,8	67,2	66,6	62,7	65,1	64,9	64,9	64,9	65,2
dp	2,3	3,0	3,0	2,1	6,0	3,7	6,4	2,8	3,9	1,7	2,9	2,4

Tabela 5: Média de Frequência Sinal 4

Época	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
fm	64,5	65,3	66,7	65,5	65,5	64,6	64,1	63,8	65,6	65,1	65,1	66,4
dp	3,2	3,5	3,4	3,5	4,2	4,4	2,9	4,1	2,4	3,6	4,5	3,1

Com o mesmo intuito de comparação, foi gerada a Figura 2 que permite a comparação do Sinal 3 com o Sinal 4. Assim como na Figura 1, os eixos horizontal e vertical da Figura 2 são respectivamente as épocas e os valores médios de frequência. Os traços em verde são provenientes da primeira linha da Tabela 4 e os em magenta são referentes a primeira linha da Tabela 5. Já as linhas contínuas azul e vermelha são referentes aos valores de desvio padrão em cada época, contidos na segunda linha da Tabela 4 e Tabela 5 respectivamente.

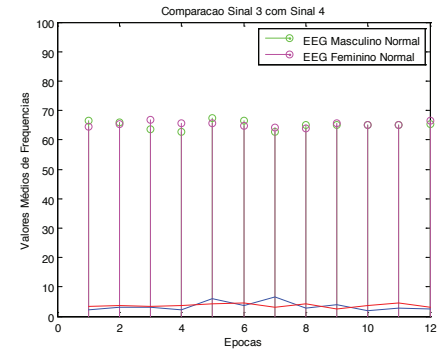


Figura 2. Comparação entre os valores médios de frequências do Sinal 3 com o Sinal 4, obtida pelos dados das Tabelas 4 e 5.

Discussão

A partir da Figura 1 é possível verificar que em condições normais, com olhos fechados, tanto para o sexo masculino quanto feminino os comportamentos das médias de frequências são ligeiramente parecidos, ao longo de todas as 12 épocas. Ainda na Figura 1, os valores dos desvios padrões ao longo das épocas também teve um comportamento parecido, porém pode-se observar que em sete das 12 épocas esse valor foi maior para o Sinal 2, correspondente ao sinal EEG feminino, como pode ser visto também nas Tabelas 2 e 3. Portanto, é possível verificar que mesmo em indivíduos

diferentes, de sexos diferentes, porém considerados indivíduos normais, sem nenhum tipo de acometimento neural ou físico, o registro de ondas cerebrais com olhos fechados tende a conter valores de médias de frequências parecidas, isso em EEG de alta frequência. Já observando a Figura 2 é possível comparar o comportamento do sinal agora para indivíduos sob mesmas condições, de sexos opostos, porém com olhos abertos. Percebe-se que os comportamentos dos dois tipos de sinais também são bastante parecidos, assim como do sinal 1 e do sinal 2. Comparando as Tabelas 4 e 5 percebe-se que de 12 épocas, nove apresentou valores de desvio padrão maiores para o sinal feminino (Sinal 4). É possível afirmar que para EEG de alta frequência, com olhos abertos existe a tendência de valores médios de frequências serem parecidos para indivíduos do sexo masculino e para indivíduos do sexo feminino porém levando em consideração os valores de desvio padrão existe uma pequena tendência de os valores serem maiores para sinais femininos.

Conclusão

A partir dos resultados obtidos por essa pesquisa, verifica-se que os dados quantitativos de EEG de

alta frequência comparados para indivíduos sob mesmas condições porém de sexo oposto são primariamente semelhantes, o que deve ser verificado em trabalhos futuros utilizando ferramentas mais eficazes da estatística, como a estimação de função de densidade de probabilidade para cada sinal e compará-las. As pesquisas sobre EEG de alta frequência são pouco disseminadas, ainda mais no que diz respeito a quantificação do sinal, contudo é preciso levar em consideração que embora o EEG seja bastante utilizado ele é susceptível à artefatos que também devem ser levados em consideração anteriormente a qualquer tipo de processamento desse sinal.

Agradecimentos

À Universidade Federal de Uberlândia por apoiar e incentivar a pesquisa, ao BIOLAB por ceder espaço e equipamentos e ainda aos voluntários que se submeteram às coletas. Também ao neurologista Marcos Campos, pelo auxílio na análise dos registros efetuados.

Referências

[1] BUZSÁKI, G. Rhythms of the Brain. Nova York: Oxford University Press, 2006.

- [2] CINCOTTI, F.; MATTIA, D.; ALOISE, F.; BUFALARI, S.; AS-TOLFI, L.; FALLANI, F. D.; High-resolution EEG techniques for brain – computer interface applications. *Journal of Neuroscience Methods*, 31 – 42 (2007).
- [3] ENGEL JR, J., BRAGIN, A., STABA, R., & MODY, I.. High-frequency oscillations: What is normal and what is not? *Epilepsia*, 598–604. (2009)
- [4] FREEMAN, W. J.; QUIROGA, R. Q. *Imaging Brain Function With EEG: Advanced Temporal and Spatial Analysis of Electroencephalographic Signals*. Nova York: Springer, 2013.
- [5] GARRIDO, A. G., & JR., R. J.. Existe lugar para a monitorização eletroencefalográfica em pacientes graves? *Ver Assoc Med Bras*, 6-7. (2006)
- [6] HARTMANN, M., K.SCHINDLER, T.A.GEBBINK, G.GRITSCH, & T.KLUGE.. PureEEG: Automatic EEG artifact removal for epilepsy monitoring. *Clinical Neurophysiology*, 479-490. (2014)
- [7] IWATANI, Y., KAGITANI-SHIMONO, K., TOMINAGA, K., OKINAGA, T., KISHIMA, H., KATO, A., . . . OZONO, K.. Ictal high-frequency oscillations on scalp EEG recordings in symptomatic West syndrome. *Epilepsy Research*, 60-70. (2012)
- [8] KOBAYASHI, K., AGARI, T., OKA, M., YOSHINAGA, H., DATE, I., OHTSUKA, Y., & GOTMAN, J.. Detection of seizure-associated high-frequency oscillations above 500 Hz. *Epilepsy Research*, 139—144. (2009)
- [9] LUCCAS, F. J., ANGHINAH, R., BRAGA, N. I., FONSECA, L. C., FROCHTENGARTEN, M. L., JORGE, M. S., & KANDA, P. A.. Recomendações para o registro/interpretação do mapeamento topográfico do eletrencefalograma e potenciais evocados. *Arq Neuropsiquiatr*, 132-146. (1999)
- [10] MAURER, K.; DIERKS, T. *Atlas de Mapeamento Cerebral*. Rio de Janeiro, 1997.
- [11] NIKULIN, V. V., NOLTE, G., & CURIO, G.. A novel method for reliable and fast extraction of neuronal EEG/MEG oscillations on the basis of spatio-spectral decomposition. *NeuroImage*, 1528-1535. (2011)
- [12] QUYEN, M. L., STABA, R., BRAGIN, A., DICKSON, C., VALDERRAMA, M., FRIED, I., & ENGEL, J. Large-scale microelectrode recordings of high-frequency gamma oscillations in human cortex during sleep. *The Journal of Neuroscience*, 7770 – 7782 (2010).
- [13] WHITE, D. M., & COTT, A. C.. EEG Artifacts in the intensive care unit setting. *Am J Electroneurodiagnostic Technol*, 8-25. (2010)

REABILITAÇÃO DE PACIENTES COM FRATURA DISTAL DE RÁDIO ATRAVÉS DO VIDEOGAME E-LINK

Najara Nader Zago

Fisioterapeuta
Mestranda do Programa de Pós Graduação em Educação
Física – UFTM
najarazago@hotmail.com

Marcela da Silva Carvalho

Fisioterapeuta
Mestranda do Programa de Pós Graduação em Educação
Física – UFTM
marcelaufm@gmail.com

Luciane F. R. M. Fernandes

Fisioterapeuta
Docente do Departamento de Fisioterapia Aplicada – UFTM
fernandes.luciane72@gmail.com

Resumo

Este artigo propõe um novo protocolo e método de reabilitação com treinamento resistido (TR) nas fraturas distais de rádio (FDR). A utilização da gameterapia no processo de reabilitação cresceu nos últimos anos, porém ainda não se sabe quais equipamentos, jogos, e dispositivos que melhor se

adequem aos indivíduos com fraturas. Sendo assim, o objetivo deste estudo foi analisar e estudar o software do equipamento *Biometrics® E-link H500 - Hand Kit* e traçar um protocolo de reabilitação para as FDR. A partir do protocolo proposto, espera-se um ganho de força de preensão e pinça, melhora funcional do indivíduo, que ocorra uma diferença entre os dois programas de fortalecimento e que os resultados possam colaborar para as prescrições de protocolos de tratamento fisioterapêutico das FDR. Conclui-se que o uso da gameterapia pode ser de grande valia para o processo de reabilitação das FDR, e que o *software* do equipamento *Biometrics® E-link H500 - Hand Kit* dispõe de jogos que podem ser utilizados com o propósito de fortalecimento de preensão e pinça desses indivíduos.

Palavras-chave: Fratura de Colles, Fratura de Rádio, Gameterapia, Fisioterapia, Reabilitação.

Introdução

A utilização do treinamento resistido (TR) tem se popularizado nas últimas duas décadas, sobretu-

do devido ao seu papel benéfico na melhoria da saúde, na reabilitação musculoesquelética, na hipertrofia muscular, no ganho de força muscular (FM) e na melhora do desempenho esportivo¹. Apesar da eficácia comprovada dos TR na melhora da FM, pouco ainda se sabe sobre a forma mais eficiente de treinamento².

O método de TR tem sido aplicado em muitas configurações do processo de reabilitação, com dois dos métodos mais difundidos, sendo as técnicas de DeLorme e Oxford¹. O programa de Thomas DeLorme's em 1940 propõe um programa de exercício de resistência progressivo (ERP) com base em 10 repetições máximas (10RM), sendo que o indivíduo inicia o conjunto de treinamento, realizando a primeira série de 50% de 10RM, a segunda de 75% de 10RM e a terceira (final) com 100% de 10RM. Este mesmo autor sugeriu que o ERP sobrecarrega o músculo, aumentando a magnitude do peso contra a qual o músculo desenvolve tensão. Em frente a isso, foi criada a técnica de Oxford, que consiste na sequência primeiro dos 100% de 10 RM, a segunda série com carga reduzida para 75%, e a terceira (final) com série de 50% de 10 RM³.

O aumento da capacidade do músculo esquelético de gerar força após o TR resulta em duas mu-

danças importantes: a adaptação da fibra muscular e a adaptação neural (na medida em que os neurônios motores ativam as fibras musculares). O aumento da força muscular durante o período inicial de um programa de TR vem de um mecanismo de treinamento neural envolvendo a melhora da capacidade de recrutamento de unidades motoras, taxa de disparo das unidades motoras, sincronização das unidades motoras e uma redução da coativação dos músculos antagonistas¹.

A sincronização das unidades motoras que ocorre durante o exercício de resistência pode funcionar como um estímulo de treinamento onde a repetição produz uma resposta de formação. Além disso, quando submetidos a exercício de resistência, o sistema nervoso aprende a minimizar a coativação dos músculos antagonistas, permitindo ganhos de força por meio da contração musculares dos agonistas com baixas cocontrações dos antagonistas¹.

Para o ganho de força dos músculos da mão, a Fisioterapia dispõe de recursos tradicionais, como os exercitadores de mãos e dedos da marca Digiflex®. Com eles é possível fortalecer a musculatura, aumentar a mobilidade e a coordenação das mãos e dos dedos⁴. Porém muitos pacientes se queixam do tratamento fisioterapêutico ser monótono e repetitivo⁵.

Existem no mercado outros equipamentos mais inovadores que acompanham o desenvolvimento da era digital, por meio de softwares e jogos de videogame, como o *Biometrics® E-link H500 - Hand Kit*. Este software foi desenvolvido para se diferenciar de outros jogos de videogame que trabalham exercícios globais e que não visam o fortalecimento muscular de um único segmento corporal, os chamados “Exergames” (Nintendo® Wii, Xbox® 360 Kinect)⁵.

Existem trabalhos de validação do dinamômetro eletrônico para medição da força de preensão e pinça utilizando o *Biometrics® E-link H500 - Hand Kit*⁶, porém não se tem estudos utilizando os jogos do *software* deste equipamento na reabilitação pós fraturas ou lesões musculoesqueléticas.

Sendo assim, o objetivo deste estudo foi analisar e estudar o software desse equipamento e traçar um protocolo de reabilitação para as fraturas distais de rádio (FDR).

No item metodologia, será apresentado o protocolo utilizado para adaptação do E-link como método de reabilitação para as FDR. Em seguida, serão apresentados os Resultados Esperados, definindo os efeitos que pretende-se obter a fim da implementação do projeto e da sua

aplicação no ambiente clínico durante o contato com os pacientes e fisioterapeutas. Por último, a Conclusão e as perspectivas de utilização do trabalho desenvolvido.

Metodologia

O videogame *E-link Biometrics®* modelo H500 – *Hand kit* (Figura 1) contém instrumentos, tais como: dinamômetros de preensão e pinça, goniômetro de membros e dedos, e kit *E-link E300* para realização dos exercícios com *biofeedback*. Esse equipamento é conectado a um computador por meio do *software ESW (Upper Extremity Evaluation Software)*.



Figura 1. Kit *Biometrics® E-link* modelo H500

lização da mensuração das forças de preensão e pinça, de forma que os exercícios obedecessem valores crescentes e decrescente de força em 25%, 50% e 75% (Protocolo DeLorme) e 75%, 50% e 25% (Protocolo Oxford) da carga máxima.

Resultados Esperados

A partir do protocolo proposto, espera-se os seguintes resultados:

- Um ganho da força de preensão palmar e pinça desses indivíduos com FDR com os programas de fortalecimento;
- Uma melhora funcional após o programa de fortalecimento;
- Que ocorra uma diferença entre os dois programas de fortalecimento, com os Protocolos DeLorme e Oxford;
- Que os resultados possam colaborar para as prescrições de protocolos de tratamento fisioterapêutico utilizando-se meios mais interativos e lúdicos.

Conclusão

O uso da gameterapia pode ser de grande valia para o processo de reabilitação, principalmente

quando ela é feita utilizando jogos específicos que respeitem as limitações dos indivíduos, oferecendo ao fisioterapeuta ferramentas de análise da evolução e resultados de tratamento. O videogame *E-link* é utilizado para avaliação física tanto de membros superiores quanto de membros inferiores, porém ainda não foi utilizado no processo de reabilitação.

Almeja-se a utilização desse equipamento como método de reabilitação, uma vez que o *software* apresenta diferentes jogos, que podem ser utilizados com o propósito de fortalecimento, e melhorar a eficiência do tratamento, tanto através da fisioterapia com maior controle avaliativo do progresso da terapia, quanto através da prática de exercícios mais eficientes frente a indivíduos mais estimulados. Desse modo, a aplicação clínica do protocolo descrito será realizada no processo de reabilitação das FDR, sendo sua eficácia comparada com a fisioterapia convencional.

Agradecimentos

Os agradecimentos à professora Dra. Luciane Fernanda Rodrigues Martinho Fernandes, do Departamento de Fisioterapia Aplicada do Instituto de Ciências da Saúde (ICS). Ao laboratório LAB-COM da UFTM, por fornecer as instalações para o desenvolvimento do trabalho.

Referências

- [1] Pereira, R. et al. "Acute neuromuscular responses to a resistance exercise session performed using the DeLorme and Oxford techniques." *Human Movement*, 14.4 (2013): 347-352.
- [2] Fish, D.E. et al. "Optimal resistance training: comparison of DeLorme with Oxford techniques." *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 82.12 (2003): 903-909.
- [3] Da Silva, D. P. et al. "Comparison of DeLorme with Oxford resistance training techniques: effects of training on muscle damage markers." *CEP 28* (2009): 000.
- [4] LIMA, A.P.T. et al. Mecanoterapia e fortalecimento muscular: um embasamento seguro para um tratamento eficaz. *Revista Saúde*, 2006; 2(2): 143-152
- [5] Albuquerque E.C., Scalabrin, E.E. O uso de computador em programas de reabilitação neuropsicológico. *Psicol Argum.* 2007;25(50):267-273.
- [6] Allen, D.; Barnett, F. "Reliability and validity of an electronic dynamometer for measuring grip strength." *International Journal of Therapy and Rehabilitation*, 18.5 (2011): 258.

ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DO MÚSCULO GLÚTEO MÁXIMO PÓS MANIPULAÇÃO DA COLUNA LOMBAR – ESTUDO PILOTO

Marcela da Silva Carvalho

Fisioterapeuta
Mestranda do Programa de Pós Graduação
em Educação Física – UFTM
marcelaufm@gmail.com

Najara Nader Zago

Fisioterapeuta
Mestranda do Programa de Pós Graduação
em Educação Física –UFTM
najarazago@hotmail.com

Luciane F. R. M. Fernandes

Fisioterapeuta Docente do Departamento
de Fisioterapia Aplicada – UFTM
fernandes.luciane72@gmail.com

Resumo

A dor lombar é queixa comum tanto na população brasileira quanto na mundial. Sabe-se que os indivíduos que apresentam essa queixa tem o padrão de contração muscular alterado, por meio

de testes clínicos é possível afirmar que existe um declínio da atividade muscular do glúteo máximo durante a marcha do indivíduo e um destes testes é conhecido por teste de extensão do quadril. Algumas técnicas fisioterapêuticas tratam a dor e a desordem muscular, dentre estas técnicas temos a manipulação da coluna vertebral. Poucos estudos dentro da área de terapia manual conseguiram quantificar as alterações que ocorrem no músculo glúteo máximo após a aplicação desta técnica. Dentre os instrumentos de avaliação muscular, a eletromiografia de superfície (EMGs) é um método não invasivo que permite quantificar a ativação muscular. O objetivo desse estudo foi quantificar as alterações na ativação muscular do glúteo máximo pós manipulação da coluna lombar. Foi realizado um estudo piloto, com 2 indivíduos do sexo feminino, com idades de 27 e 23 anos, sedentárias, com queixa de dor lombar esporádica sem sinais de radiculopatia. Os indivíduos foram submetidos a realização da anamnese, teste de dominância do membro inferior,

avaliação postural, teste de extensão do quadril, e avaliação eletromiográfica pré e pós a manipulação da coluna lombar. Verificou-se que esses indivíduos apresentam uma diminuição na ativação muscular durante o teste de extensão do quadril, porém após a aplicação da técnica de manipulação da coluna lombar verificou-se um aumento na atividade muscular do glúteo máximo durante o teste. Através da EMGs foi possível confirmar a diminuição da ativação muscular do glúteo máximo em indivíduos com dor lombar e que após a manipulação da coluna lombar houve um aumento na ativação desta musculatura.

Palavras-chave: Dor lombar, Manipulação da coluna, Eletromiografia.

Introdução

A dor na região lombar é um problema de saúde pública no Brasil e no mundo, 80% da população mundial sofre com esta dor (1). É definida como a dor que ocorre entre o último arco costal e a prega glútea. Sua etiologia pode estar relacionada a vários sistemas, porém a causa mais comum é aquela relacionada a maus hábitos posturais e alterações do controle motor da coluna vertebral

(2). Sabe-se que existem diferenças com relação ao controle neuromuscular do movimento realizado em indivíduos com dor e sem dor lombar.

Uma das possibilidades de tratamento não farmacológico é a manipulação da coluna, técnica que apresenta como princípio básico o reposicionamento vertebral a fim de melhorar amplitude de movimento do segmento manipulado e assim promover a analgesia esperada (3). Estudos que envolvem a técnica de manipulação da coluna não quantificam a alteração que ocorre na atividade muscular após a realização desta técnica.

Testes clínicos comprovam de maneira empírica que indivíduos saudáveis tem maior ativação do musculo glúteo máximo durante o teste de extensão do quadril, entretanto existem poucos estudos que avaliam quantitativamente a atividade muscular lombopélvica durante este teste. Para mensurar o padrão de contração muscular existe uma ferramenta não invasiva amplamente utilizada nas pesquisas que envolvem ativação muscular, que é a eletromiografia de superfície (EMGs) (4).

A eletromiografia de superfície (SEMG) representa uma modalidade não-invasiva para o estudo da função muscular, e fornece informações sobre a ativação da musculatura envolvida no movimen-

to, a intensidade de sua ativação, a duração da atividade e a sua variabilidade (5). O sinal eletromiográfico é obtido por meio de um somatório de potenciais de diversas unidades motoras. Os eletrodos devem ser posicionados sobre o ponto médio do ventre muscular e entre a zona de inervação e a região tendinosa, longitudinalmente às fibras musculares, com distância limite de 20mm para ter a amplitude da EMGs maximizada, caso contrário, o sinal de EMGs poderá também ter sua morfologia alterada (4).

Sendo assim o objetivo desse estudo piloto foi quantificar as alterações na ativação muscular de glúteo máximo pós manipulação da coluna lombar.

Metodologia

Foi realizado um estudo piloto, com 2 indivíduos do sexo feminino, com idades de 27 e 23 anos, sedentárias, com queixa de dor lombar esporádica sem sinais de radiculopatia. As avaliações, coleta de dados e aplicação da técnica de manipulação da coluna foram realizadas em um único momento no Laboratório de Biomecânica e Controle Motor (LABCOM) do Departamento de Fisioterapia Aplicada da UFTM.

O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFTM, protocolo numero 1075 067. Todos os indivíduos participantes deste piloto assinaram Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Inicialmente os indivíduos foram submetidos às seguintes avaliações: anamneses, teste de dominância do membro inferior, avaliação postural, teste de extensão do quadril (Figura 1), e avaliação eletromiográfica.

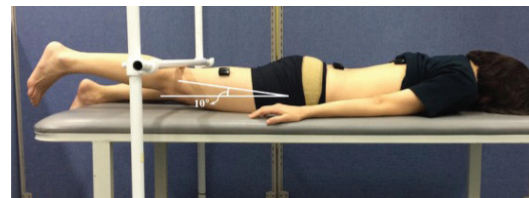


Figura 1. Teste de extensão do quadril

Após a realização do teste de extensão do quadril foi aplicada a técnica de manipulação da coluna (figura 2) por uma fisioterapeuta especializado na técnica e em seguida foi feita nova coleta eletromiográfica durante o teste de extensão do quadril.



Figura 2. Manipulação da coluna

Para avaliação da atividade muscular foi utilizado o eletromiógrafo da marca EMG system do Brasil com 8 canais de coleta. Previamente a colocação dos eletrodos foi realizado a tricotomia do local, desengorduramento com álcool 70% e abrasão da pele com uma lixa fina seguida de limpeza com álcool, para evitar a impedância. Foram utilizados eletrodos descartáveis que foram posicionados longitudinalmente, às fibras do grupo muscular eretores espinhais, e glúteo máximo obedecendo os parâmetros de posicionamento preconizado por SENIAM (*Surface Electromyography for the Non-invasive Assessment of Muscles*), representado pela figura 3.

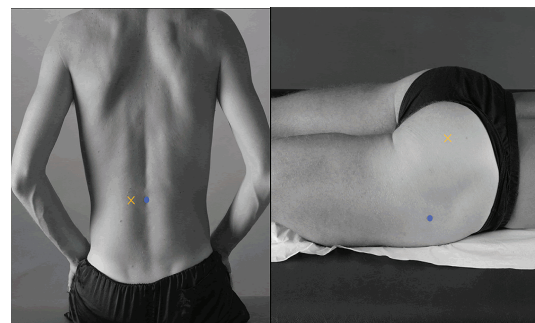


Figura 3. Localização dos eletrodos. Fonte: <http://www.seniam.org>

O eletrodo de referência foi posicionado no máléolo lateral da tíbia do lado não dominante. Foi avaliado o *Root Mean Square* (RMS) pré e pós manipulação da coluna lombar e o valor máximo obtido através do teste de extensão do quadril. Os dados analisados foram normalizados pelos valores da CIVM, do movimento e considerada a média desse valor, para o lado avaliado.

Resultados

Para análise dos dados foram calculadas as médias da RMS das três repetições durante o teste de extensão do quadril para os valores do glúteo máximo normalizados, e os valores estão apresentados na Tabela 1:

Voluntárias	RMS – pré manipulação	RMS – pós manipulação
1	8,81	20,54
2	6,76	25,27

Tabela 1. RMS do Músculo Glúteo Máximo

Como demonstrado na Tabela 1, indivíduos com dor lombar apresentam uma diminuição na ativação muscular durante o teste de extensão do quadril, porém após a aplicação da técnica de manipulação da coluna lombar verificou-se um aumento na atividade muscular do glúteo máximo durante o teste.

Conclusão

Concluimos que em indivíduos que têm dor lombar há uma diminuição da ativação do glúteo máximo durante o teste de extensão do quadril e após a manipulação da coluna lombar houve um aumento da ativação deste músculo.

Referências

- [1] MILLER, E. M. et al. Effects of exercise-induced low back pain on intrinsic trunk stiffness and paraspinal muscle reflexes. *Journal of Biomechanics*, v. 46, n. 4, p. 801–805, fev. 2013.
- [2] FRANKE, H.; FRANKE, J.D.; FRYER, G. Osteopathic manipulative treatment for nonspecific low back pain: a systematic review and meta-analysis. *BMC musculoskeletal disorders*, v. 15, n. 1, p. 286, 2014.
- [3] MOLINA-ORTEGA, F.; LOMAS-VEGA, R.; HITA-CONTRE-RAS, F.; et al. Immediate effects of spinal manipulation on nitric oxide, substance P and pain perception. *Manual Therapy*, v. 19, n. 5, p. 411–417, 2014.
- [4] HERMES, H. J.; FRERIK, B. Development of recommendations for semg sensors and sensor placement procedures. *Journal Eletromyography kinesiology*. New York v.10, n.5, p.361-74, 2000.
- [5] BASMAJIAN, J.V.; DE LUCA, C.J.; *Muscle alive: their function revealed by electromyography*. 5ed. Williams & Wilkins; Baltimore, 1985.

OBJECTIVE MEASUREMENT OF TREMOR DURING CLINIC EVALUATION IN PATIENTS WITH DEEP BRAIN STIMULATION

Alessandro Machado

Universidade Federal de Uberlandia (UFU)
Biomedical Engineering Laboratory
Machado.arp@gmail.com

Hudson Capanema

Universidade Federal de Uberlandia (UFU)
Biomedical Engineering Laboratory
hudsoncapanema@hotmail.com

Joao Junior

Universidade Federal de Uberlandia (UFU)
Biomedical Engineering Laboratory
johnareis@gmail.com

Nader Pouratian

University of California, Los angeles (UCLA)
Department of Neurosurgery
npourtian@mednet.ucla.edu

Xiaoyi Zhuo

University of California, Los angeles (UCLA)
David Geffen School of Medicine
xzhuo@mednet.ucla.edu

Laurice Yang

Stanford University
Department of Neurology
Laurice.yang@gmail.com

Adriano Andrade

Universidade Federal de Uberlandia (UFU)
Biomedical Engineering Laboratory
Aoandrade.ufu@gmail.com

Abstract

Tremor is the most common movement disorder, characterized by repetitive and stereotyped movements. The most common forms of pathological tremor are Parkinsonian tremor and Essential Tremor (ET). A procedure used to treat tremor, mostly for Parkinson's disease and essential tremor is deep brain stimulation (DBS) surgery which is an option for patients whose medications are not sufficiently effective. During DBS surgery electrodes are implanted within deep brain nuclei, including the globus pallidus,

subthalamic nucleus, ViM nucleus of the thalamus, in order to deliver electrical impulses that suppress tremor. DBS offers patients relief from the tremors, rigidity, slowness of movement, stiffness and may help balance problems associated with their conditions. These therapeutic effects are achieved by sequentially observing the effects of various stimulation parameters and manually programming the device. Objective quantification of movement could provide for increased efficiency and efficacy of programming and management of patients with DBS. Nowadays, the DBS parameters are set by the use of subjective tests performed by a neurologist, so it is necessary to have an objective and physiological-based method to aid the surgeon to optimize the efficacy of DBS. This paper present a novel device that objectively quantifies the tremor.

Author Keywords: Tremor; deep brain stimulation; inertial sensors; electromyography.

Introduction

Tremor, an involuntary, rhythmic, oscillatory movement of a body part, is the most common

movement disorder [1]. Essential tremor and parkinsonian tremor are common causes of tremor. Deep brain stimulation (DBS) is one of the most important therapies in functional neurosurgery [2] and an effective surgical treatment for movement disorders [3], including tremor symptoms of Parkinson's disease (PD) and ET [4]. The attractiveness of deep brain stimulation is related in part, to the fact that stimulation is adjustable and reversible [5]. Due to this advantage, this technique has now largely replaced ablative surgery for patients with advanced PD in many parts of the world [5]. The clinical evaluation of tremor can be a valuable tool for the diagnosis of neuromuscular disorders and for monitoring their progress. The use of severity scales is still the most used method of tremor measurement [6]. In these methods the patients are asked to perform different drawing patterns, these drawings are then compared with examples of previous researches, carried out taking into account others patients previously classified. This type of classification consists in a visual comparison and contains the subjectivity of the expert responsible for the analysis. In addition, this analysis prevents the extraction of critical information from tremor activity, such as

frequency, amplitude and speed [6], that cannot be detected by a human. Moreover, in a number of circumstances the discrimination between physiological and pathological tremor may not be clinically evident [6]. The measurements of the physical debility of tremor are performed with subjective tests, such as the tests described in the Unified Parkinson's Disease Rating Scale (UPDRS), that has been widely used since 1980s as a standard clinical rating scale for PD [7], and the Washington Heights-Inwood Genetic Study of Essential Tremor (WHIGET) that is the most used tool in clinical assessment of ET [6]. Due to the subjective evaluation of the symptoms [8] there is a need for a method or device that can objectively evaluate the symptoms.

The aim of this study is to present an objective analysis of tremor that may improve clinical measurement and DBS setting.

Methods

After the approval of the UCLA Institutional Review Board (UCLA IRB) 15 patients were recruited at the David Geffen School of Medicine at the University of California, Los Angeles (UCLA).

All of the patients were implanted with neural electrodes for tremor treatment.

Patients were evaluated during their routine visit to the neurologist. This visit has the aim of evaluating both the patient and the DBS settings.

After the neurologist explain the protocol to the patient and provide the consent form patients were asked to wear a glove (Figure 1) with two built-in inertial sensors that include with accelerometer, magnetometer and gyroscope (one sensor is located on the dorsum of the hand and the other on the forearm). There were also electromyography sensors positioned in the flexors and extensors muscles of the wrist.

After the equipment positioning the patients were asked to do the following tasks for 20 seconds each, with the extended arm as the initial position:

- Finger taps
- Hand movements (finger to nose)
- Rotation of the hands
- Holding the arm in full extension

These tasks are already executed during visual examination performed by the neurologists and are well described in the UPDRS part III (motor examination). The set of asks were repeated,

identically, for five times. In the first set of tasks the patient had the implant turned off, in the second set the patient had the implant turned on with only 25% of the usual stimulus amplitude, in the third set the patient had the implant turned on with 50% of the usual stimulus amplitude, in the fourth set the patient had the implant turned on with 75% of the usual stimulus amplitude, and finally in the last set the patient performed the tasks with the implant working with 100% of the amplitude set for that individual.



Figure 1. glove with built in inertial sensors.

Data were obtained in txt files and images were plotted in MatLab® software.

Results

The following image (figure 2) represents the signals from each sensor during a full data collection in a single patient.

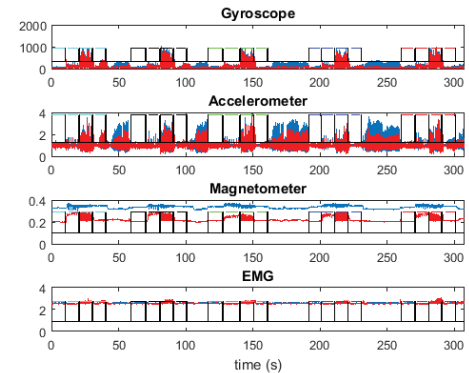


Figure 2. the sets highlighted with the cyan lines representing the four sets of tasks (finger taps, hand to nose, rotation of the hands and holding the arm in full extension) with no DBS activity (0%). Sets highlighted with black lines represent the tasks with the DBS turned on with 25% of the maximum intensity for that subject, sets with green lines represent DBS intensity at 50%, sets with blue lines represent 75% and sets with magenta lines represent 100%. In regards to the inertial sensors, the blue signal represents the sensors placed on the dorsum of the hand and the red signal represent sensors on the forearm. In regards to the EMG, the blue signal represents the extensor muscles activity and the red signal represents the flexor muscles. The non-highlighted areas represent the time when the neurologist is adjusting the intensity of the device.

The figure shows the tasks performed in all five stimuli intensity and the differences between the tasks are easily observable. It is also observable the differences in the signals when comparing different stimuli intensity as the tremor decreases with increasing DBS intensity.

Discussion

The results presented in the paper are able to demonstrate that the use of inertial sensors and electromyography sensors is reliable for objective tremor measurement during neurologist evaluation. This wearable technology, used as a way to assist the neurologist's evaluations, shows objectively the symptomatic improvements and deteriorations that may occur in the patient, helping the clinician to generate a better and more precise report for treatment.

Acknowledgements

We thank all the volunteers and staff from UCLA. We are also grateful for CAPES, FAPEMIG and CNPq (Brazilian funding agencies).

References

- [1] ELBLE, R.J., Origins of tremor. *The Lancet*, 2000. 355(9210): p. 1113-1114.
- [2] AWAN, N.R., A. LOZANO, and C. HAMANI, Deep brain stimulation: current and future perspectives. *Neurosurg Focus*, 2009. 27(1): p. E2.
- [3] MIOCINOVIC, S., et al., History, applications, and mechanisms of deep brain stimulation. *JAMA Neurol*, 2013. 70(2): p. 163-71.
- [4] CHEN, X.L., et al., Deep Brain Stimulation. *Interventional Neurology*, 2012. 1(3-4): p. 200-212.
- [5] WICHMANN, T., et al., Milestones in research on the pathophysiology of Parkinson's disease. *Mov Disord*, 2011. 26(6): p. 1032-41.
- [6] ANDRADE, A.O., et al., Human Tremor: Origins, Detection and Quantification. *Practical Applications in Biomedical Engineering*. 2013.
- [7] KASHIHARA, K., et al., Official Japanese Version of the International Parkinson and Movement Disorder Society–Unified Parkinson's Disease Rating Scale: Validation Against the Original English Version. *Movement Disorders Clinical Practice*, 2014. 1(3): p. 200-212.
- [8] SHAH, A., et al. A method to quantitatively evaluate changes in tremor during deep brain stimulation surgery. in *Neural Engineering (NER)*, 2013 6th International IEEE/EMBS Conference on. 2013.

QUALIFICAÇÃO DOS SISTEMAS DE MAMOGRAFIA DIGITAL: CR (COMPUTED RADIOGRAPHY) E FFDM (FULL FIELD DIGITAL MAMMOGRAPHY)

Rianne Brito Venancio

FEELT. Universidade Federal de Uberlândia
2121 Joao Naves Ave. Uberlandia, MG 38404-100 BRA
riannebvenancio@gmail.com

Rodolfo dos Santos Ribeiro

FEELT. Universidade Federal de Uberlândia
2121 Joao Naves Ave. Uberlandia, MG 38404-100 BRA
rodolfosant@gmail.com

Ana Cláudia Patrocínio

FEELT. Universidade Federal de Uberlândia
2121 Joao Naves Ave. Uberlandia, MG 38404-100 BRA
ana.aptrocinio@gmail.com

Abstract

Breast cancer, according to the National Cancer Institute (INCA), is the leading cause of death for women in Brazil and is the second most common cancer in the world to reach the female population. And one of the causes of this mortality is late detection of the disease by establishing quality pro-

grams that allow early detection of breast cancer. Globally many quality programs that have proven effective in this early detection, were established in Brazil was instituted the ordinance 2898/2013 laying down the basic guidelines for the implementation of the National Program for Quality in Mammography (PNQM).

The objective of this work is to make a performance evaluation of the two types of digital mammography CR and FFDM. The form shall be applied in two different formats one for techniques in radiology and one for radiologists in order for them to evaluate the quality of mammographic image. The expected result be able to compare these two technologies and thus determine the best early detection of breast cancer.

Palavras-chave: Portaria 2898/2013; Controle de Qualidade; Mamógrafos digitais.

Introdução

A mamografia é um exame de diagnóstico por imagem que tem por objetivo detectar precocemente o câncer de mama [1]. Para assegurar uma detecção eficiente foram criados programas de qualidade de imagem que são definidos como um conjunto de ações planejadas e realizadas, que tem por finalidade garantir que a imagem adquirida apresente a informação correta para um diagnóstico preciso [2]. Os programas de qualidade de imagem são destinados a garantir imagens de alta qualidade com o mínimo de exposição ao paciente e ao profissional de saúde [3].

No Brasil os programas de qualidade em imagem são elaborados e aplicados através de portarias, essas por sua vez compostas por leis e decretos. As portarias do Ministério da Saúde número 453 de 1º de junho de 2008 e a portaria número 531 de 26 de março de 2012 são responsáveis por estabelecer as normas a serem cumpridas a fim de garantir a qualidade da imagem e dos serviços de mamografia e a mais recente portaria nº 2898 de 28 de novembro de 2013 que atualiza a portaria 531/2012 e determina o papel dos órgãos públicos e privados no cumprimento destas portarias [4]. Um programa de qualidade de imagem

mamográfica efetivo tem que descrever os testes a serem realizados no mamógrafo a fim de verificar se as imagens geradas estão sendo extraídas da maneira adequada [5].

Com a evolução da tecnologia a imagem mamográfica se tornou digital e passou a ser adquirida através de dois sistemas digitais o CR (Computer Radiography) e o DR (Direct Radiography). Com a utilização da mamografia digital na atividade clínica, os profissionais da saúde têm a disposição ferramentas computacionais que, aplicadas com eficiência, permitem a busca mais eficaz da informação contida na imagem [6].

Em todo mundo há também uma preocupação com o controle de qualidade da imagem mamográfica digital e segundo estudos, a orientação existente é derivada principalmente das diretrizes do *American College of Radiology (ACR)* e do *European protocol for the quality control of the physical (EUREF)* que propõem testes semelhantes, apesar das variações em detalhes e metodologias [5].

Estudos apontam que há todo mundo há evidências convincentes de que o desempenho de sistemas de CR está abaixo do de sistemas DR tanto em termos de medições físicas quanto em

taxas de detecção do câncer. [7]. A utilização do sistema CR pode tornar o diagnóstico não só é ineficaz, mas também equivocado.

A falta de programas de controle de qualidade e formação adequada de todo o pessoal envolvido no processo (técnicos, físicos e radiologistas) são algumas das causas de uma baixa detecção do câncer de mama [8]. O objetivo deste trabalho é fazer uma avaliação do desempenho dos dois tipos de mamógrafos digitais CR e FFDM.

Metodologia

Para avaliação das técnicas de aquisição da imagem mamográfica será realizada uma coleta de dados no momento da realização do exame de mamografia, dados estes referentes ao exame realizado: tensão (kVp), corrente (As), alvo/filtro, grau de enegrecimento, modo de operação, densidade mamária e espessura da mama comprimida. Para maior confiabilidade das informações a técnica em radiologia será acompanhada por uma aluna nos exames que irá preencher um formulário (Figura 1). Serão necessários aproximadamente 50 exames de mamografia.

Para avaliação da qualidade da imagem mamográfica será aplicado também um questionário

(Figura 2) para os médicos radiologistas com o objetivo de qualificar a imagem mamográfica e ver se a mesma está em condições de ser laudada. Para isso, os médicos avaliaram em cada projeção (incidências Crânio Caudal Direita e Esquerda – CCD e CCE e Médio Lateral Oblíqua Direita e Esquerda – MLOD e MLOE) os seguintes aspectos: se há manchas, artefatos, contraste, exposição, visibilidade do músculo peitoral, visibilidade dos tecidos, existência de pregas, simetria adequada, visibilidade da pele com luz forte e se a imagem é aceitável para diagnóstico.

Para melhor avaliação das imagens e associação das informações, o exame que for coletado pela aluna juntamente com a técnica deverá ser acompanhado no momento do laudo para que se possa colher as informações contidas do formulário da Figura 2.

As informações serão coletas em duas unidades de saúde diferentes, uma unidade tem o mamógrafo com a tecnologia CR e outra unidade com a tecnologia FFDM. Isso é necessário devido ao fato da comparação que será realizada entre essas duas tecnologias.

INFORMAÇÕES GERAIS FORNECIDAS PELA TÉCNICA PARA CADA PACIENTE

IDENTIFICAÇÃO DO MAMÓGRAFO: _____ DATA: _____
 IDENTIFICAÇÃO DO PACIENTE: _____ IDADE DO PACIENTE: _____

INCIDÊNCIA: CRÂNIO – CAUDAL (CC)

MODOS DE OPERAÇÃO DO MAMÓGRAFO:
 AEC ACO PADRÃO AUTO KV AUTO TIME MANUAL

TÉCNICA DO EXAME:
 MAMA DIREITA: _____ KV _____ MAS _____ COMPRESSÃO (MM)
 MAMA ESQUERDA: _____ KV _____ MAS _____ COMPRESSÃO (MM)
 _____ GRAU DE ENEGRECIMENTO MAMA DIREITA
 _____ GRAU DE ENEGRECIMENTO MAMA ESQUERDA
 ALVO/FILTRO: MO/MO MO/RH RH/RH
 POSIÇÃO DA FOTOCÉLULA: 1 2 3 4 5
 TAMANHO DO IP : _____ IMAGENS COMPLEMENTARES: _____
 =====

INCIDÊNCIA: MÉDIO-LATERAL OBLÍQUA (MLO)

MODOS DE OPERAÇÃO DO MAMÓGRAFO:
 AEC ACO PADRÃO AUTO KV AUTO TIME MANUAL

TÉCNICA DO EXAME:
 MAMA DIREITA: _____ KV _____ MAS _____ COMPRESSÃO (MM)
 MAMA ESQUERDA: _____ KV _____ MAS _____ COMPRESSÃO (MM)
 _____ GRAU DE ENEGRECIMENTO MAMA DIREITA
 _____ GRAU DE ENEGRECIMENTO MAMA ESQUERDA
 ALVO/FILTRO: MO/MO MO/RH RH/RH
 POSIÇÃO DA FOTOCÉLULA: 1 2 3 4 5

Figura 1. Formulário para aplicar a técnica em radiologia

QUALIDADE DA IMAGEM MAMOGRÁFICA A SER AVALIADA PELA EQUIPE MÉDICA

IDENTIFICAÇÃO DO MAMÓGRAFO: _____ DATA: _____
 IDENTIFICAÇÃO DO PACIENTE: _____ IDADE DO PACIENTE: _____
 IDENTIFICAÇÃO: ADEQUADA INADEQUADA

TIPO DE MAMA:
 Mamas predominantemente adiposas (25% do componente fibroglandular)
 Mamas parcialmente gordurosas (tecido fibroglandular ocupando de 26% a 50% do volume da mama)
 Mamas com padrão denso e heterogêneo (51% a 75% de tecido fibroglandular)
 Mamas muito densas, apresentando mais de 75% de tecido fibroglandular

ARTEFATOS RELACIONADO AO CR ARTEFATO RELACIONADO AO CHASSI

PROJEÇÃO CRÂNIO CAUDAL (CC)
 MAMILO VISÍVEL SIM NÃO
 MAMILO BEM POSICIONADO SIM NÃO
 EXISTÊNCIA DE PREGAS SIM NÃO
 SIMETRIA ADEQUADA SIM NÃO
 GORDURA RETROMAMÁRIA VISÍVEL SIM NÃO
IMAGEM ACEITAVEL PARA DIAGNÓSTICO SIM NÃO

PROJEÇÃO MÉDIO LATERAL OBLÍQUA (MLO)
 MUSCULO PEITORAL EM ANGULAÇÃO ADEQUADA SIM NÃO
 VISIBILIDADE DO SULCO INFRAMAMÁRIO SIM NÃO
 GORDURA RETROMAMÁRIA VISÍVEL SIM NÃO
 MAMILO VISÍVEL SIM NÃO
 MAMILO BEM POSICIONADO SIM NÃO
 SIMETRIA ADEQUADA SIM NÃO
IMAGEM ACEITAVEL PARA DIAGNÓSTICO SIM NÃO

Figura 2. Formulário a ser aplicado ao médico radiologista

Resultados Esperados

Espera-se ter a quantificação dos resultados dos testes e assim fazer uma comparação dos dois tipos de mamógrafos digitais. Percebe-se que no Brasil há certa carência deste tipo de trabalho.

Por meio dessa comparação será possível determinar as falhas de cada tecnologia e assim propor melhorias nos processos a fim de garantir qualidade da imagem mamográfica. Outro ponto importante seria mostrar as deficiências da tecnologia CR.

Conclusão

Através desse estudo será possível fazer uma comparação na qualidade das imagens dos dois tipos de tecnologia de mamógrafos digitais (CR e FFDM).

Juntos aos técnicos poderá se obter resultados positivos, pois será possível acompanhar os exames e assim registrar a rotina do serviço dentro da sala de exames.

Os médicos e residentes avaliarão a qualidade técnica dos exames possibilitando definir a situação da qualidade dos exames para diagnóstico, que deve apontar as falhas de cada tecnologia.

Referências

[1] COUTINHO, Célia Maria Campos. Avaliação da Dose Glandular em Sistemas de Mamografia Convencional e Digital Utilizando um Fantoma Dosimétrico. 2009. 129 f. Tese (Doutorado) - Instituto de Pós-Graduação e Pesquisa de Engenharia, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2009.

[2] RUPERTI FILHA, Eny Moreira. Avaliação do desempenho dos equipamentos mamográficos e da qualidade das imagens em Serviços de Saúde do Município de São Paulo. 2011. Tese (Doutorado) - Escola Paulista de Medicina, Universidade Federal de São Paulo, São Paulo, 2011.

[3] BRASIL. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Portaria nº 453, de 01 de junho de 1998. Aprova o Regulamento Técnico que estabelece as diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. Diário Oficial da República Federativa do Brasil; Brasília, de 02 de Junho de 1998.

[4] BRASIL. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Portaria nº 2898, de 28 de novembro de 2013. Atualiza o Programa Nacional de Qualidade em Mamografia (PNQM). Diário Oficial da República Federativa do Brasil; Brasília, de 28 de Novembro de 2013.

[5] REIS, Claudia et al. Quality assurance and quality control in mammography: a review of available guidance worldwide. Insights Imaging. 2013.

[6] Medeiros, R.B; Elias, S. Diagnóstico precoce e mamografia digital. http://www.spr.org.br/files/public/magazine/public_97/editorial.pdf

[7] YAFFE, J. M. Comparative performance of modern digital mammography systems in a large breast screening program. Medical Physics. 2013.

[8] GAONA, E. et al. Exploratory survey of the image quality on CR mammography imaging systems in Mexico. Applied Radiation and Isotopes. 2013.

PHYSICAL THERAPY PAIN MANAGEMENT IN BURN PATIENTS: A SYSTEMATIC REVIEW

Fernando Max Lima

Federal University of Uberlandia
Campus Santa Mônica - Bloco 1E Av. João Naves de Ávila,
2121 Uberlândia/MG, 38408-100 - Brazil
fermaxlima@hotmail.com

Abstract

This systematic review aimed to summarize physical therapy knowledge contributing to pain management of severe burn patients. Therefore, a systematic search for the combined terms “Pain Management”, “Burns” and “Physical Therapy” or “Physiotherapy” was carried out in October, 2013 within PUBMED, IEEExplore and PEDro databases. From a total of 10 papers, three were included. They were all about Virtual Reality interventions. As a result was concluded that there is a lack of studies exploring pain relief possibilities of physical therapy techniques in burn patients. Virtual Reality has been proof to be a reliable tool to help burn patients especially during painful activities. Other techniques such massages, biofeedback, Transcutaneous Electrical Nerve

Stimulation, muscle relaxation and exercises have been used, but poorly reported.

Author Keywords: Physical Therapy; Pain Management; Burns.

Introduction

Fire related burns are responsible for circa 265.000 deaths annually worldwide, especially in developing and poor countries, which are responsible for over 90% of the occurrences [1]. Burns are also among the major death causes in Brazil, just after other violence causes like homicides and traffic accidents [2, 3].

When those people survive, depending on the length and severity of the burn wounds, physical and psychological sequels may deeply affect patients’ economical and social potentials, being very difficult to assess their impact on patient’s life [4]. Physical Therapy (PT) is also one procedure that may cause procedural pain, the pain experienced due to daily procedures, and the amount of pain sensation can be even greater

than the pain experienced at the time of the burn injury itself [5, 6].

Pharmacologic analgesics are very important part of the burn pain management, but their efficacy for PT sessions are limited, and they are often inadequate to alleviate the patient's pain, therefore many distraction techniques have been used to improve pain relief [7-9]. PT may also contribute to diminish or control patient's pain through a large range of techniques leading to analgesia, enhanced pain tolerance and attention distraction contributing to patient's comfort.

Hence, the main objective of this review was to identify specific physical therapy treatments that have been applied to diminish or control burn patients' pain.

Methods

This study is a systematic review of indexed papers within PUBMED, IEEExplore and PEDro databases.

Criteria for considering studies

All original studies were considered without language or time restriction. Only duplicates,

review articles and papers clearly not related to the review topics were excluded.

Search Strategy

Mixed search of "Pain Management", "Burns" and "Physical Therapy" or "Physiotherapy" exact terms was carried out on the 11th October, 2013.

Data Analysis

Descriptive analysis of the retrieved papers was made.

Results and Discussion

Neither IEEExplore nor PEDro databases retrieved any result, but PUBMED database retrieved 8 results for the first group of terms and three results for the second group of terms. After careful analysis, 8 retrieved papers were excluded because four were review articles, two were not related to burns injuries, one did not describe any possible PT intervention and one was duplicated. So, three papers were included in this review, as listed below (Table 1).

Included Papers			
Conclusions	Beneficial.	Beneficial.	Beneficial.
Assessment	Three Graphic Rating Scale	Numeric Pain Rating Scale	Five retrospective subjective pain ratings Visual Analogue Scales
Treatment	Immersive Virtual Reality	Low-cost Virtual Reality System	Virtual Reality
N	54	11	12
Population	Pediatric	Adults	Adults
Type	RCT	RCT	Clinical Trial
Identification	(Schmitt, Hoffman et al. 2011)	(Morris, Louw et al. 2010)	(Hoffman, Patterson et al. 2000)

Table 1. Summary of the included papers. RCT – Randomized Controlled Trial.

PT main goal in Burn Care Units is functional recovery, and must be present since the first day of hospitalization on the admission [10]. Papers which met the inclusion criteria showed only the beneficial application of Virtual Reality (VR) to reduce pain sensation during physical therapy functional treatments for both paediatric and adult patients.

Hoffman and colleagues [11] used Immersive VR in 12 patients who reported prior trouble tolerating their pain during PT exercises. This intervention was done only once and compared in a randomized, counterbalanced condition order of 3 minutes of PT exercises with and without VR. Patients' pain was measured with five retrospective subjective pain ratings using 100-mm Visual

Analogue Scales (VAS) (time spent thinking about their pain; their worst pain; their average pain; bothersomeness, and; unpleasantness). All patients reported reduction in pain levels and VR reduced at least 50% of the mean values of all five pain ratings.

Morris and colleagues [12] designed a randomized condition, single-blind, and within-subject study. Pain intensity was measured using a self-reported Numeric Pain Rating Scale (NPRS). PT sessions lasted up to 20 minutes and were divided in two parts, one with VR and another without VR. Fifty percent of the 11 patients sample experienced less severe pain during the VR with analgesics condition than in the analgesics alone condition.

Excluded Papers	
Identification	Exclusion Criteria
Morris LD, Louw QA, Crous LC (2010).	Duplicated.
Morris LD, Louw QA, Grimmer-Somers K (2009).	Review article.
Hawke F et al. (2008).	Not related to burn injuries.
Morris LD, Louw QA, Grimmer-Somers K (2009).	Review article.
Burns JW et al (1998).	Not related to burns injuries.
Dougherty W, Waxman K (1996).	Review article.
Tran HT et al. (1996).	No physical therapy treatment described.
Foyatier JL et al. (1995).	Review article.

Table 2. Excluded papers.

Similarly, Schmitt and colleagues [13] also reported significant decreases of 27–44% in pain ratings during VR intervention and maintenance of these results after up to five consecutive active-assisted range-of-motion PT sessions lasting 6-20 minutes, in a crossover, randomized and counterbalanced order of conditions design. Three subjective pain ratings using a 0–100 Graphic Rating Scale (GRS) were measured (time spent thinking about pain; pain unpleasantness, and; worst pain).

PT is essential to minimize disability and maintain quality of life. However, PT treatment itself incites tremendous amounts of pain and can discourage patients from rehabilitation sessions leading to complications, such as contractures, joint calcifications and deformities [5, 7]. VR was able to significantly reduce pain levels in previously medicated patients. Therefore, it is imperative that health professionals seek supplemental therapies to aid burn injury patient's rehabilitation to the most desirable functional level [12].

In all papers listed above, analgesic drugs were administered prior to PT. Apart of pharmacologic interventions, psychological interventions including hypnosis and self-hypnosis, muscle relaxation, deep breathing, guided imagery and other forms of distraction such as reading a story, listening to music and watching TV are common in alleviating pain in children and other techniques like biofeedback, massage and exercises have also been reported [14-19]. Many of these techniques are used by specialized professionals like doctors, psychologists and other health allied professionals including Physical Therapists or Physiotherapists with regards to muscle relaxation, massages and exercises, but not only.

This review faces the lack of studies regarding PT pain management in burn patients, as well as the poor documentation of PT possibilities in relevant health sciences databases. The pain experienced by burn patients is among the most difficult to be treated and great efforts in pain management should be done by health professionals and caregivers, including Physical Therapists.

Conclusion

There is a lack of studies exploring the pain relief possibilities of physical therapy techniques in burn patients. Immersive Virtual Reality has been proof to be a reliable tool to help physical therapists to deal with burn patients' pain especially during painful activities. And there is evidence that other techniques such as massages, biofeedback, Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation, muscle relaxation and exercises have been used, but poorly reported.

References

- [1] S. N. FORJUOH, "Burns in low- and middle-income countries: a review of available literature on descriptive epidemiology, risk factors, treatment, and prevention," *Burns*, vol. 32, no. 5, pp. 529-37, Aug, 2006.
- [2] L. d. A. LACERDA, A. C. CARNEIRO, A. F. OLIVEIRA, A. GRAGNANI, and L. M. FERREIRA, "Estudo epidemiológico da

Unidade de Tratamento de Queimaduras da Universidade Federal de São Paulo," *Rev Bras Queimaduras*, vol. 9, no. 3, pp. 82-8, 2010.

- [3] J. A. ARAGÃO, M. E. C. S. ARAGÃO, D. M. FILGUEIRA, R. M. P. TEIXEIRA, and F. P. REIS, "Estudo epidemiológico de crianças vítimas de queimaduras internadas na Unidade de Tratamento de Queimados do Hospital de Urgência de Sergipe," *Revista Brasileira de Cirurgia Plástica*, vol. 27, no. 3, pp. 379-382, 2012.

- [4] V. P. GAWRYSZEWSKI, R. T. I. BERNAL, N. N. DA SILVA, O. L. DE MORAIS NETO, M. M. A. DA SILVA, M. D. M. MASCARENHAS, N. N. B. DE SÁ, R. A. MONTEIRO, and D. C. MALTA, "Atendimentos decorrentes de queimaduras em serviços públicos de emergência no Brasil, 2009 Public hospital emergency department visits due to burns in Brazil, 2009," *Cad. saúde pública*, vol. 28, no. 4, pp. 629-640, 2012.

- [5] D. R. PATTERSON, H. G. HOFFMAN, S. A. WEICHMAN, M. P. JENSEN, and S. R. SHARAR, "Optimizing control of pain from severe burns: a literature review," *Am J Clin Hypn*, vol. 47, no. 1, pp. 43-54, Jul, 2004.

- [6] L. A. ROSSI, C. CAMARGO, C. SANTOS, R. D. C. D. P. BARUFFIN, and E. d. CARVALHO, "A dor da queimadura: terrível para quem sente, estressante para quem cuida," *Rev Latinoam Enferm*, vol. 8, no. 3, pp. 18-26, 2000.

- [7] J. HAIK, A. TESSONE, A. NOTA, D. MENDES, L. RAZ, O. GOLDAN, E. REGEV, E. WINKLER, E. MOR, and A. ORENSSTEIN, "The use of video capture virtual reality in burn rehabilitation: the possibilities," *Journal of burn care & research*, vol. 27, no. 2, pp. 195-197, 2006.

- [8] B. VAN TWILLERT, M. BREMER, and A. W. FABER, "Computer-generated virtual reality to control pain and anxiety in pediatric

- and adult burn patients during wound dressing changes,” *Journal of Burn Care & Research*, vol. 28, no. 5, pp. 694-702, 2007.
- [9] L. D. MORRIS, Q. A. LOUW, and K. GRIMMER-SOMERS, “The effectiveness of virtual reality on reducing pain and anxiety in burn injury patients: a systematic review,” *The Clinical Journal of Pain*, vol. 25, no. 9, pp. 815-826, 2009.
- [10] W. DOUGHERTY, and K. WAXMAN, “The complexities of managing severe burns with associated trauma,” *Surgical Clinics of North America*, vol. 76, no. 4, pp. 923-958, 1996.
- [11] H. G. HOFFMAN, D. R. PATTERSON, and G. J. CARROUGHER, “Use of virtual reality for adjunctive treatment of adult burn pain during physical therapy: a controlled study,” *The Clinical Journal of Pain*, vol. 16, no. 3, pp. 244-250, 2000.
- [12] L. D. MORRIS, Q. A. LOUW, and L. C. CROUS, “Feasibility and potential effect of a low-cost virtual reality system on reducing pain and anxiety in adult burn injury patients during physiotherapy in a developing country,” *burns*, vol. 36, no. 5, pp. 659-664, 2010.
- [13] Y. S. SCHMITT, H. G. HOFFMAN, D. K. BLOUGH, D. R. PATTERSON, M. P. JENSEN, M. SOLTANI, G. J. CARROUGHER, D. NAKAMURA, and S. R. SHARAR, “A randomized, controlled trial of immersive virtual reality analgesia, during physical therapy for pediatric burns,” *Burns*, vol. 37, no. 1, pp. 61-68, 2011.
- [14] V. ATTANASIO, “Clinical issues in utilizing biofeedback with children,” *Clinical Biofeedback & Health: An International Journal*, 1985.
- [15] F. STODDARD, “Psychiatric management of the burned patient,” *Acute management of the burned patient.. Philadelphia: WB Saunders*, pp. 256-72, 1990.
- [16] T. FIELD, M. PECK, M. HERNANDEZ-REIF, S. KRUGMAN, I. BURMAN, and L. OZMENT-SCHENCK, “Postburn itching, pain, and psychological symptoms are reduced with massage therapy,” *Journal of Burn Care & Research*, vol. 21, no. 3, pp. 189&hyphen, 2000.
- [17] M. HERNANDEZ-REIF, T. FIELD, S. LARGIE, S. HART, M. REDZEPI, B. NIERENBERG, and M. PECK, “Childrens’ distress during burn treatment is reduced by massage therapy,” *Journal of Burn Care & Research*, vol. 22, no. 2, pp. 191-195, 2001.
- [18] J. D. PRENSNER, C. J. YOWLER, L. F. SMITH, A. L. STEELE, and R. B. FRATIANNNE, “Music therapy for assistance with pain and anxiety management in burn treatment,” *Journal of Burn Care & Research*, vol. 22, no. 1, pp. 83-88, 2001.
- [19] F. STODDARD, R. SHERIDAN, G. SAXE, B. KING, B. KING, D. CHEDEKEL, J. SCHNITZER, and J. MARTYN, “Treatment of pain in acutely burned children,” *Journal of Burn Care & Research*, vol. 23, no. 2, pp. 135-156, 2002.

PROPOSTA DE CLASSIFICAÇÃO DE PADRÕES INERCIAIS E ELETROMIOGRÁFICOS PARA APLICAÇÃO EM ESTRATÉGIA DE CONTROLE DE MEMBRO SUPERIOR

Ana Paula Bittar Britto Arantes

Faculdade de Engenharia Elétrica – FEELT
Pós-Graduação em Engenharia Biomédica
Universidade Federal de Uberlândia – UFU
Uberlândia-MG, Brasil
anapbba@gmail.com

Amanda Gomes Rabelo

Pós-Graduação em Ciências da Saúde
Universidade Federal de Uberlândia – UFU
Uberlândia-MG, Brasil
amandagomesrabelo@gmail.com

Carlos Magno Medeiros Queiroz

Faculdade de Engenharia Elétrica – FEELT
Pós-Graduação em Engenharia Elétrica
Universidade Federal de Uberlândia – UFU
Uberlândia-MG, Brasil
prof.carlosmagno@gmail.com

Adriano de Oliveira Andrade

Faculdade de Engenharia Elétrica – FEELT
Pós-Graduação em Engenharia Biomédica
Universidade Federal de Uberlândia – UFU
Uberlândia-MG, Brasil
aoandrade@gmail.com

Resumo

A proposta dessa pesquisa foi fazer a coleta de sinais eletromiográficos e inerciais em uma pessoa hígida e um amputado para avaliação da viabilidade do uso de sensores inerciais em estratégia de controles de próteses de membro superior. Esta nova proposta visa a melhoria dos sistemas de controle com relação a robustez e susceptibilidade de condição de uso.

Palavras-chave: Eletromiografia, Prótese de membro superior, Sensores inerciais, Reconhecimento de padrões.

Introdução

No Brasil existe um número expressivo de pessoas com algum tipo de amputação, seja por acidentes, seja congênito. A tecnologia, neste contexto, pode se tornar uma grande aliada para ajudar essas pessoas a recuperarem a sua autonomia e facilitar as suas tarefas diárias, além de

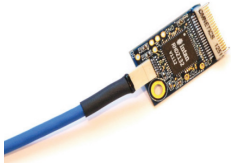


Figura 1. Chip Intan

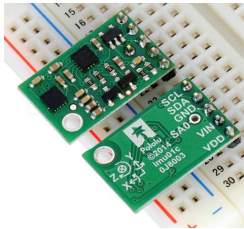


Figura 2. MiniIMU v.3 (Pololu)

promover uma inclusão das mesmas na sociedade. Atualmente vários estudos são realizados na tentativa de aprimorar técnicas utilizadas em suas estratégias de controle de próteses de membro superior. Esses estudos, em sua grande maioria, são voltados para controle de próteses baseado em eletromiografia que utilizam métodos de reconhecimento de padrões (Hudgins *et al.*, 1993; Englehart *et al.*, 1999). Muitas limitações foram surgindo em relação a esse método e vários estudos sobre aprimoramento dessa técnica ainda são necessários.

As próteses que apresentam maior funcionalidade atualmente e que têm sido bastante aceitas pelos usuários são as próteses mioelétricas. Esse tipo de prótese utiliza as características do sinal eletromiográfico para gerar comandos responsáveis pelos seus movimentos. Os sistemas de controle são bastante complexos e precisam ser cada vez mais aprimorados. O fato do sinal eletromiográfico ser, a priori, ruidoso e estocástico leva a razoáveis limitações na questão do avanço do desenvolvimento destas tecnologias. Além disso, movimentação do membro residual, por exemplo, podem causar a degradação da classificação de padrões utilizados nesses sistemas de controle.

Em decorrência a esse cenário, alguns estudos têm sido desenvolvidos focados apenas na tentativa de minimizar essas falhas, porém outros fatores como a fadiga muscular e o suor continuam sendo problemas inevitáveis durante a aquisição do sinal a ser avaliado e classificado.

Em razão as dificuldades citadas acima surgiu a necessidade da busca por outros métodos que utilizassem fontes de informações alternativas além da eletromiográfica e que pudessem ser mais robustos e menos suscetíveis a variações de condições de uso.

Tendo isso em vista, alguns autores começaram a procurar fontes de informações primárias como, por exemplo, sensores inerciais, como acelerômetro, giroscópio e magnetômetro, alguns estudos têm sido feitos para fazer reconhecimento de gestos utilizando a associação de eletromiografia com esses sensores, porém utilizando-os apenas como um complemento da informação do sinal EMG (Tong *et al.*, 2003). Nesse contexto, os sensores inerciais contribuíam com informações quanto á posição do membro, movimentos de rotação entre outros. Isso se torna útil pelo fato do posicionamento do membro durante a contração muscular poder causar alterações nos padrões gerados pelos usuários



Figura 3. Posicionamento dos eletrodos



Figura 4. Posicionamento dos eletrodos

da prótese causando assim erros na classificação desses padrões. Alguns artigos mostram que essa associação consegue ter um grande impacto no aprimoramento da robustez do reconhecimento de padrões desses sistemas.

Este estudo tem como objetivo de agregar eletromiografia com sensores inerciais e avaliar o efeito do uso dessa técnica para aplicação em desenvolvimento de estratégias de controle de membro superior.

Dispositivos

Os equipamentos utilizados nessa pesquisa foram adaptados para que pudesse ser feita uma coleta utilizando dois equipamentos diferentes com um sistema de sincronismo.

Para aquisição do sinal eletromiográfico foi utilizado nessa pesquisa o chip da série RHD2000 de microchips da empresa *Intan Technologies* LLC. Esse dispositivo possui um arranjo de amplificadores de baixo ruído com largura de banda programável e podem ser utilizados para uma variedade de aplicações de monitoramento de bio-potenciais de acordo com a Figura 1.

Para aquisição dos sinais inerciais foi utilizado o chip *MiniIMU v.3* (Pololu) que é uma unidade de medição

inercial *IMU* (*Inercial Measurement Unit*) que contém um acelerômetro e um magnetômetro triaxial um giroscópio também triaxial compreendidos em uma pequena placa de 23 x 16 mm, conforme Figura 2. Para visualização da coleta desse sinal foi utilizado o software *TREMSEN*, que apresenta uma interface subdivida em quinze janelas que mostram em tempo real o sinal coletado pelos quatro sensores inerciais, além de duas janelas para coleta de eletromiografia, que é opcional, e uma janela para visualização de pulsos digitais externos.

Coleta

Inicialmente foi feita uma tricotomia e limpeza da pele, com álcool e gel esfoliante, na região onde foram alocados os eletrodos. Foram utilizados quatro eletrodos bipolares envolvendo o antebraço próximo à articulação de cotovelo do voluntário no nível onde havia maior volume muscular e dois sensores inerciais que foram posicionados sobre dois dos quatro eletrodos de eletromiografia sempre seguindo o mesmo padrão. Essa configuração foi colocada tanto no braço com amputação quanto no braço íntegro. As atividades coletadas incluem movimentos do antebraço como extensão e flexão de punho, flexão e extensão de de-

dos, e desvios ulnar e radial como mostrado na Figura 5a, b, c, d, e, e f, respectivamente

Processamento do sinal

O sinal inicialmente passou por etapas de filtragem. A filtragem do sinal é uma etapa muito importante do processamento digital do sinal biomédico. Os filtros seletores de frequência são utilizados para permitir a passagem de uma determinada faixa de frequência e rejeitar outra. Após filtrar todos os sinais é necessário que seja feita uma etapa de normalização. Isso se torna necessário pelo fato de estarmos analisando vários sinais de grandeza física diferente e também por estarmos avaliando diferentes coletas e sujeitos diferentes. O fato da coleta ter sido feita utilizando dois equipamentos diferentes e que coletavam dados com uma taxa de amostragem diferente, foi necessário que esses sinais passassem por uma etapa de interpolação para que os dois sinais ficassem com o mesmo número de amostras. No caso da eletromiografia a taxa de amostragem foi de 4kHz, e no caso dos sensores inerciais a taxa de amostragem foi de 50Hz. O janelamento é um processo importante para evitar que informações irrelevantes do sinal sejam processadas, como

por exemplo, o período anterior ao início da atividade muscular.

O tamanho da janela é estabelecido dependendo do início e o fim do sinal EMG. As características extraídas foram divididas em quatro grupos que são: amplitude, entropia, frequência, e variabilidade. Cada um desses grupos apresenta mais de uma função para extrair essas características. Inicialmente, para utilizar um classificador, é indicado construir uma matriz de vetores de características e posteriormente fazer uma seleção de um subconjunto de dados das características mais relevantes ao sistema. Dessa forma, a dimensão da matriz de dados será reduzida a um subconjunto modelo diminuindo assim o tempo de processamento dos dados. O classificador SVM ou máquina de vetor suporte é uma ferramenta de classificação muito eficiente e tem sido diversas vezes utilizado em estratégias de controle de próteses apresentando ótimos resultados. A máquina de vetor suporte é utilizada para discriminar dados pertencentes a duas diferentes classes por meio de um hiperplano posicionado entre esses dois conjuntos de forma que a distância entre esses conjuntos de dados é maximizada (Bitzer e Van Der Smagt, 2006).



Figura 5. Corte dos eletrodos

Resultados

Os resultados obtidos nessa pesquisa são promissores por mostrar que a utilização de sensores inerciais para mensuração da ativação muscular acrescenta informações relevantes a um sistema que utiliza sinais eletromiográficos para controlar próteses chegando a valores de acurácia de 100% tanto para pessoas híginas quanto amputadas. Além disso, ainda há possibilidade de fazer um sistema de controle eficiente utilizando apenas os sensores inerciais, o que evitariam problemas em relação a ruídos, suor, deslocamento de eletrodo, entre outros. A utilização desses sensores torna os sistemas de controle mais robustos e menos suscetíveis a variações de condições de uso.

Conclusão

Os resultados mostram que, como esperado, os resultados do indivíduo hígido, comparativamente com o amputado, foi melhor, porém o resultado do amputado também foi bastante positivo atingindo taxa de 95% de acerto. Além disso, foi possível chegar a conclusão de que a utilização de sensores inerciais em sistemas de controle que utilizam eletromiografia como sinal de entrada aperfeiçoam esses sistemas além de que é possível

desenvolver uma estratégia de controle baseado apenas em reconhecimento de padrões inerciais com taxa de acerto acima de 90%.

Agradecimentos

Os autores gostariam de agradecer aos órgãos de suporte financeiro CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior), CNPQ (Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico) e FAPEMIG (Fundação de Amparo a pesquisa de Minas Gerais).

Referências

- [1] BITZER, S.; VAN DER SMAGT, P. Learning EMG control of a robotic hand: towards active prostheses. Robotics and Automation, 2006. ICRA 2006. Proceedings 2006 IEEE International Conference on, 2006, IEEE. p.2819-2823.
- [2] ENGLEHART, K. et al. Classification of the myoelectric signal using time-frequency based representations. Med Eng Phys, v. 21, n. 6-7, p. 431-8, Jul-Sep 1999. ISSN 1350-4533 (Print)
- [3] HUDGINS, B.; PARKER, P.; SCOTT, R. N. A new strategy for multifunction myoelectric control. IEEE Trans Biomed Eng, v. 40, n. 1, p. 82-94, Jan 1993. ISSN 0018-9294 (Print)
- [4] TONG, K.; MAK, A.; IP, W. Command control for functional electrical stimulation hand grasp systems using miniature accelerometers and gyroscopes. Medical and Biological Engineering and Computing, v. 41, n. 6, p. 710-717, 2003. ISSN 0140-0118.

ARO MAGNÉTICO PARA MELHORAR A QUALIDADE DA AUDIÇÃO DAS PESSOAS USUÁRIAS DE APARELHO AUDITIVO

Filipe L. Lopes

Instituto Nacional de Telecomunicações
510 João de Camargo Ave.
Sta. R. do Sapucaí, MG
37.540-000 BR
filipeloyola@geb.inatel.br

Diogo D. Bernardes

Instituto Nacional de Telecomunicações
510 João de Camargo Ave.
Sta. R. do Sapucaí, MG
37.540-000 BR
diogoduarte@get.inatel.br

Rani de S. Alves

Instituto Nacional de Telecomunicações
510 João de Camargo Ave.
Sta. R. do Sapucaí, MG
37.540-000 BR
rani@inatel.br

Fernando de A. Freitas

Instituto Nacional de Telecomunicações
510 João de Camargo Ave.
Sta. R. do Sapucaí, MG
37.540-000 BR
fernando.freitas@inatel.br

Samuel de S. L. Moreira

Instituto Nacional de Telecomunicações
510 João de Camargo Ave.
Sta. R. do Sapucaí, MG
37.540-000 BR
samuelm@inatel.br

Fabiano V. de Carvalho

Instituto Nacional de Telecomunicações
510 João de Camargo Ave.
Sta. R. do Sapucaí, MG
37.540-000 BR
fabiano@inatel.br

ACM copyright: ACM holds the copyright on the work. This is the historical approach.

Resumo

A deficiência auditiva acomete cerca de 15% da população adulta mundial e, para alguns casos dessa deficiência, o uso de aparelho auditivo ameniza as barreiras de comunicação existentes. Mas, em situações em que existam múltiplas fontes sonoras, a compreensão dos sons é preju-

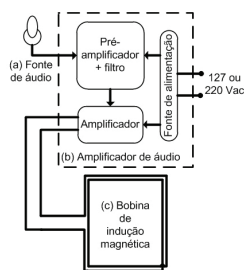


Figura 1. Diagrama em blocos do sistema do aro magnético. Adaptado de [9].

dica pelo excesso de ruídos competitivos. O aro magnético é um recurso de escuta assistida para filtrar os sons competitivos, podendo contribuir para a socialização dos indivíduos com deficiência auditiva. O objetivo deste trabalho é a construção de um protótipo do aro magnético e o estudo da impedância da bobina de indução.

Palavras-chave: Deficiência auditiva; dispositivo de escuta assistida; tecnologia assistiva.

Abstract

Hearing deficiency happens 15% of adult population of the world and, for some cases of hearing loss, the use of hearing aids eases communication barriers. But in situations where there are multiple sound sources, the comprehension of these people is affected by excessive competitive noise. Hearing loop is an assistive listening device to filter competitive sounds, contributing to the socialization of individuals with this deficiency. This device is used in countries such as USA, among others, but is not used in Brazil. The objective of this study is to construct a hearing loop prototype and study impedance of the induction coil.

Author Keywords: Hearing loss; assistive listening device; assistive technology.

Introdução

Deficiência auditiva é a incapacidade de ouvir sons abaixo de 40 decibéis [1, 2]. Segundo a Organização Mundial da Saúde, aproximadamente 15% da população adulta mundial apresenta algum grau de perda auditiva [3]. No Brasil, segundo o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística, há aproximadamente 9,7 milhões de pessoas com deficiência auditiva, correspondendo ao terceiro tipo de deficiência com maior incidência [4].

O uso de aparelho auditivo é um recurso recomendado pelos profissionais da saúde para melhorar os processos de comunicação. No entanto, o emprego desses aparelhos não proporciona audição satisfatória em situações em que existam ruídos competitivos [5,6]. Diante disso, fez-se necessário o desenvolvimento de técnicas para a filtragem do som, sendo os mais comuns: modulação em frequência (FM), amplificação de som de campo e aro magnético [8]. No sistema do aro magnético, existe um microfone que capta o sinal sonoro e o transforma em sinal elétrico. O som captado por microfone é filtrado, amplificado e

transmitido através de uma bobina de indução. A recepção do sinal é realizada pela bobina T existente em grande parte dos aparelhos auditivos, não havendo necessidade de adaptação dos aparelhos [8]. Sendo assim, o aro magnético é um dispositivo de escuta assistida cujo objetivo é melhorar a qualidade dos sons captados por aparelhos auditivos [7], possibilitando a melhora da audição em ambientes fechados onde existam ruídos competitivos, como ocorre em teatros, salas de aula, auditórios, cinemas etc. [8].

Esse dispositivo transformou a vida de pessoas com deficiência auditiva em alguns países, como EUA, Argentina e países da Europa, colaborando com a inclusão social [7]. Contudo, o aro magnético ainda não é utilizado no Brasil [7] e um baixo número de artigos científicos foram encontrados sobre esse tema, que abordem dados técnicos, como por exemplo, a impedância da bobina de indução.

A proposta do presente trabalho foi construir um protótipo do aro magnético e estudar a impedância da bobina de indução, a fim de contribuir com a difusão dessa tecnologia no Brasil.

Metodologia

Para a construção do equipamento, tomou-se como referência o manual elaborado pelo Instituto Nacional de Tecnologia Industrial (INTI), da Argentina, disponível gratuitamente na internet [9]. O hardware foi adaptado para a utilização de componentes disponíveis no Brasil e foram adicionados filtros de áudio.

O sistema do aro magnético foi composto por três elementos: (a) Fonte de áudio, (b) Amplificador de áudio e (c) Bobina de indução magnética [10], conforme pode ser observado na Figura 1.

Amplificador de áudio

O circuito de pré-amplificação e filtro foi desenvolvido para captar sinais de qualquer dispositivo que possua saída para fone de ouvido. Conforme recomendado pela norma IEC 60118-4, o filtro utilizado foi superior a 3ª ordem, passa-faixa e com frequências de corte próximas a 75 Hz e 6,5 kHz [11]. Para isto, foi utilizado o circuito integrado (CI) OPA4227, de alta precisão e baixo ruído [12]. Para amplificação de potência foi utilizado o CI TDA2009 [13].

Ao amplificador foi adicionado dissipador de alumínio para proteção térmica. Adicionou-se tam-



Figura 2. Protótipo do aro magnético.

bém ao circuito: potenciômetro, fusível de proteção, LED verde de sinalização de entrada de som e LED vermelho de sinalização de erro.

Bobina de indução e testes de impedância

A bobina de indução foi composta por fio condutor, que deve ser instalado no perímetro da área que se deseja cobrir com o campo magnético. Quando a corrente elétrica gerada pelo amplificador de áudio percorre a bobina, gera-se um campo magnético no interior da área envolta pelo fio condutor. Esse campo pode ser detectado pela bobina T dos aparelhos auditivos. O valor do campo magnético H gerado por uma corrente i ao atravessar a bobina do aro magnético em formato circular pode ser expresso pela equação (1), onde representa o raio da bobina e y a altura do campo, ou seja, a distância entre o aparelho auditivo e a bobina de indução. É usual utilizar no cálculo $y = 1,5m$ (pessoa sentada).

$$H = \frac{i}{2r^2} / (y^2 + r^2)^{3/2} \quad (1)$$

Segundo Eirea (2014), o fio condutor deve possuir secção transversal de no máximo 0,5 mm²

e impedância de pelo menos 2 Ohms em 1 kHz [9]. Para os testes de impedância foram construídas bobinas quadradas de diferentes tamanhos, utilizando fio de 0,4mm². Os tamanhos utilizados foram 0,5; 0,7; 0,86; 1 e 1,09 m de largura, todos abaixo de 1,10 m para facilitar o transporte. Para cada tamanho variou-se o número de voltas na seguinte sequência: 4; 6; 8; 10 e 12 voltas. Nessas bobinas foi aplicado um sinal senoidal de 1 kHz e foi medida a impedância aproximada [14, 15]. A partir dos valores de impedância medidos foi calculada a regressão linear múltipla utilizando-se o *software Excel*[®] para a obtenção da equação que representa o valor da impedância em função do tamanho da bobina e do número de voltas [16].

Testes com aparelhos auditivos

Os testes foram realizados por dois integrantes da equipe, que não possuem deficiência auditiva. Foram utilizados três diferentes modelos de aparelhos auditivos retro auriculares: SolarEar HD-424, Rexpton PP+ e Hormann Allegro XT. Os aparelhos foram utilizados através de estetoscópio binaural específico para aparelhos auditivos [17]. Foi utilizada a bobina de indução de 1m x 1m, com quatro voltas do fio de 0,4 mm² de espes-

sura. Os autores posicionaram-se no centro da bobina, sentados em uma cadeira. Nestas condições, realizaram-se tentativas de identificar os tipos de áudio transmitidos aleatoriamente, somente por indução magnética. Os tipos de áudio foram: música cantada, música orquestrada, fala e narração de futebol. Para cada pessoa, realizou uma tentativa com cada aparelho, para cada tipo de som.

Resultados

O protótipo foi montado em caixa plástica, conforme pode ser visualizado na Figura 2.

A regressão linear múltipla realizada com os valores de impedância medidos resultou na função representada pela equação (2), onde y é a impedância esperada dada em ohms (Ω), x_1 é o valor do lado em metros (m) e x_2 é o número de voltas.

$$y^* = -2,5090 + 4,7415 * x_1 + 0,5085 * x_2 \quad (2)$$

Para os testes de impedância notou-se uma variação linear da impedância medida quando alterado o número de voltas, sendo que a variação do tamanho da bobina causou a mudança na in-

clinação da reta, conforme pode ser observado na Figura 3. Esta relação possibilitou o cálculo de regressão linear.

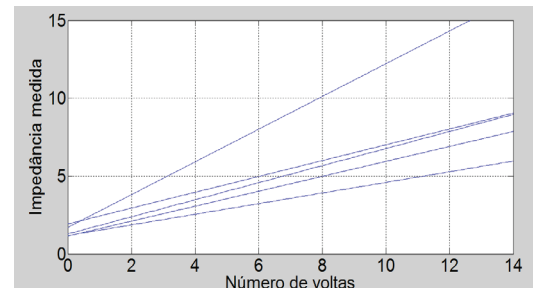


Figura 3. Impedância medida em função do número de voltas e tamanho da bobina.

Quando comparados os valores das impedâncias calculadas através da função esperada com as impedâncias medidas observou-se erros que variaram entre 0% e 31%. Estes valores podem ser verificados na Tabela 1.

Os testes com aparelhos audivos resultaram em 100% de acerto, ou seja, em todas as tentativas foi identificado o tipo de som transmitido por campo magnético.

Lado	Nº de Voltas	Imped. medida	Imped. Calc.	% Erro
0,5	4	2,42	1,90	22%
0,5	6	3,05	2,91	5%
0,5	8	3,87	3,93	-2%
0,5	10	4,73	4,95	-5%
0,5	12	5,3	5,96	-13%
0,7	4	3,25	2,84	12%
0,7	6	3,8	3,86	-2%
0,7	8	4,38	4,88	-11%
0,7	10	6,29	5,90	6%
0,7	12	7,05	6,91	2%
0,86	4	3,87	3,60	7%
0,86	6	4,96	4,62	7%
0,86	8	5,7	5,64	1%
0,86	10	6,67	6,65	0%
0,86	12	7,7	7,67	0%
1	4	4,02	4,27	-6%
1	6	4,72	5,28	-12%
1	8	5,99	6,30	-5%
1	10	6,93	7,32	-6%
1	12	8,19	8,33	-2%
1,09	4	3,57	4,69	-31%
1,09	6	6,05	5,71	6%
1,09	8	7,44	6,73	10%
1,09	10	8,23	7,74	6%
1,09	12	9,18	8,76	5%

Tabela 1. Testes de impedância.

Discussão

A taxa de 100% de acerto nos testes com aparelhos auditivos significa que é possível realizar a transmissão de sons com clareza através de campo magnético, utilizando como receptor a bobina T já existente nos aparelhos, sem precisar de alterações estruturais nos mesmos. Segundo a *Hearing Loss Association of America*, isto é uma das vantagens do aro magnético [1].

Os valores de impedância medidos demonstraram que, para os tamanhos de bobina e espessura de fio utilizados, quatro voltas de enrolamento são suficientes para a obtenção da impedância mínima necessária, que, segundo INTI, é de 2 ohms [9]. Os erros encontrados na comparação entre os valores de impedância esperados e medidos sugere que o método de medida deva ser aperfeiçoado.

Como perspectivas futuras, serão realizados novos testes com aparelhos auditivos em ambiente acusticamente poluído para a verificação da taxa de acerto nessa nova condição e comparação da compreensão de mensagens, com e sem a utilização do aro. Além disso, serão realizadas novas medidas de impedância, utilizando método mais preciso, e medidas da intensidade do campo

magnético, que, segundo a norma IEC 60118-4, deve ser de 1 A/m [11].

Conclusão

Verificou-se que é possível construir o aro magnético com componentes disponíveis no Brasil e que o protótipo desempenhou a função de transmissão de sinal de áudio por campo magnético com clareza. Além disso, nos testes de impedância da bobina observou-se que existe relação linear entre o número de voltas, tamanho da bobina e impedância.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao Instituto Nacional de Telecomunicações – Inatel por ter cedido o Centro de Desenvolvimento e Transferência de Tecnologia Assistiva (CDTTA) e recursos para o desenvolvimento da pesquisa.

Referências

- [1] HEARING LOSS ASSOCIATION OF AMERICA. Hearing Loop Resources. Disponível em <http://www.hearingloss.org>. Acesso em: 12 de jun. 2015.
- [2] DECRETO Nº 7.661, DE 28 DE DEZEMBRO DE 2011. Disponível em <http://www.planalto.gov.br>. Acesso em: 15 de jun. 2015.

[3] WORLD HEALTH ORGANIZATION. WHO global estimates on prevalence of hearing loss. Disponível em: <http://www.who.int/pbd/deafness>. Acesso em: 17 de jun. 2015.

[4] INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA. Censo Demográfico 2010: Características gerais da população, religião e pessoas com deficiência. Disponível em: <http://www.ibge.gov.br/home/estatistica>. Acesso 10 de mar. 2015.

[5] ROSA, M. R. D.; DANTE, G.; RIBAS, A. Programa de orientação a usuários de prótese auditiva e questionários de auto-avaliação: importantes instrumentos para uma adaptação auditiva efetiva. Arq. Int. Otorrinolaringol., v. 10, n. 3, p. 220-227, set 2006.

[6] LETOWSKI, T.; DONAHUE, A. M.; NÁBELEK, A. K. Induction loop listening system designed for a classroom. Journal of rehabilitation research and development, v. 23, n. 1, p. 63-69, 1986.

[7] DE OLIVEIRA GIANOTTO, Adriano; MARQUES, Heitor Romero. A INCLUSÃO SOCIAL DA COMUNIDADE SURDA NAS NOVAS TECNOLOGIAS.

[8] The Role of Assistive Listening Devices in the Classroom. Disponível em: <http://www.lcc.edu/wp-content/uploads/2014/10/Assistive-Listening-Devices.pdf>. Acesso em: 11 de jun. 2015.

[9] Instituto Nacional de Tecnología Industrial, Instituto Nacional de Educación Tecnológica, Para mejorar la audición, Aro Magnético - Manual de construcción. Disponível em: <http://curriform.me.gov.ar/pretis/course/view.php?id=20>. Acesso em: 29 de jun. 2015.

- [10] Eirea, Gabriel. Ayudando a oír mejor: el Aro Magnético. 1ª Semana del Sonido Montevideo, 5 al 9 de mayo de 2014.
- [11] International Electrotechnical Commission. IEC 601118-4: Electroacoustics – Hearing aids – Part 4: Induction loop systems for hearing aid purposes – Magnetic field strength. Geneva, 2006. 84f.
- [12] Burr-Brown Corporation, OPA4227 Datasheet. Disponível em: <http://www.datasheetcatalog.com/>. Acesso em: 10 de jun. 2015.
- [13] SGS-THOMSON Microelectronics, TDA2009 Datasheet. Disponível em: <http://www.alldatasheet.com>. Acesso em: 22 de jun. 2015.
- [14] SILVA, Homero Sette. O Alto-falante em Regime de Grandes Sinais. 1º SEMEA-Seminário de Engenharia de Áudio, Belo Horizonte, MG, Brasil, CD-ROM, p. 1-16, 2002.
- [15] Como medir a Impedância de um Alto-Falante (INS078). Disponível em: <http://newtonbraga.com.br>. Acesso em: 22 de jun. 2015.
- [16] LAPPONI, Juan Carlos. Estatística usando excel. Elsevier Brasil. 4ª ed. São Paulo: Elsevier, 2005. 451 p.
- [17] ESTETOSCÓPIO BINAURAL PARA INTRA E RETRO. Disponível em: <http://www.netfono.com.br/estetoscopio-binaural-para-intra-e-retro-p754>. Acesso em: 13 de jun. 2015.

DESENVOLVIMENTO DE UM BIOSSENSOR ÓPTICO A PARTIR DA RESSONÂNCIA DE PLASMA DE SUPERFÍCIE PARA DETECÇÃO DE PROTEÍNA C REATIVA

Láise Oliveira Resende

Universidade Federal de Uberlândia - Brasil

laiseresende.ufu@gmail.com

João Marcos Madurro

Universidade Federal de Uberlândia - Brasil

jmadurro@ufu.br

Ana Graci Brito Madurro

Universidade Federal de Uberlândia - Brasil

agbrito@iqufu.ufu.br

Adriano O. Andrade

Universidade Federal de Uberlândia - Brasil

aoandrade.ufu@gmail.com

Resumo

O rápido diagnóstico da síndrome coronária aguda é importante para que o tratamento adequado seja escolhido precocemente, sendo possível assim, a obtenção de melhor prognóstico. O diag-

nóstico do infarto do miocárdio é realizado a partir do exame clínico, alterações eletrocardiográficas e alteração dos marcadores de lesão miocárdica. Devido à alta incidência de doenças cardiovasculares, observa-se a importância da rápida detecção e quantificação de biomarcadores para a obtenção de um diagnóstico preciso. Ressalta-se a necessidade do desenvolvimento e avaliação clínica de biossensores para monitoramento dessas biomoléculas. Neste trabalho é apresentado um biossensor óptico desenvolvido para detecção de proteína C reativa (PCR) a partir da utilização de ressonância de plasma de superfície (SPR). Concentrações crescentes de PCR possuem associação com a ocorrência de doenças cardiovasculares. O sensor foi avaliado a partir de testes realizados com soro de pacientes acometidos por infarto do miocárdio, os quais obtiveram valores positivos para proteína C reativa e pacientes do grupo controle, com resultado negativo para proteína C reativa. Os resultados obtidos demonstraram que o biossensor desenvolvido para

detecção de PCR demonstrou eficácia e potencial utilização clínica.

Palavras-chave: Biossensor, infarto do miocárdio, proteína C reativa, ressonância de plasma de superfície.

Introdução

Marcadores bioquímicos cardíacos são componentes das estruturas celulares liberadas na circulação quando ocorre lesão do miocárdio. Os testes para quantificação dessas macromoléculas no soro sanguíneo são relevantes devido à obtenção de informações associadas à severidade e estágio da lesão cardíaca [1].

As doenças cardiovasculares constituem primeira causa de morte no Brasil, aproximadamente 300 mil óbitos anuais, representando quase um terço dos óbitos totais e 65% do total de mortes na faixa etária de 30 a 69 anos de idade, atingindo a população adulta em plena fase produtiva. Em 2007 foram registradas 1.157.509 internações por doenças do aparelho circulatório, gerando alto custo para os cofres públicos [2].

A proteína C reativa é uma proteína de fase aguda, liberada em processos inflamatórios. Estudos

epidemiológicos demonstraram associação entre o risco de eventos cardiovasculares e concentrações crescentes da PCR [3 - 5]. A Figura 1 corresponde à sua estrutura tridimensional.

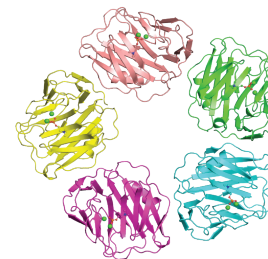


Figura 1. Modelo tridimensional da estrutura homopentamérica da PCR. As entidades não-poliméricas são íons cálcio e fosforicolina (Protein Data Bank in Europe, 2014).

Observa-se a possibilidade de estratificação de categorias de risco cardiovascular, de acordo com a concentração detectada de PCR (Figura 2). Concentrações abaixo de 1 mg/L são associadas a baixo risco, entre 1 e 3 mg/L são indicativas de risco moderado e acima de 3 mg/L demonstram alto risco. Valores acima de 10 mg/L são considerados sugestivos de alterações e possível resposta de fase aguda [6 - 8].



Figura 2. Interpretação clínica da proteína C reativa para predição de risco cardiovascular.

Para detecção da proteína C reativa, podem-se utilizar transdutores ópticos, os quais funcionam por meio de medidas de absorção ou emissão de luz a partir de uma reação bioquímica. Neste tipo de biossensor, ondas de luz são guiadas por meio de fibras ópticas para um detector adequado. Um exemplo é a ressonância de plasma de superfície (SPR).

O objetivo deste trabalho é o desenvolvimento de um biossensor para detecção de proteína C reativa, devido à associação desta com doenças cardiovasculares e à importância da quantificação dessa proteína para auxílio diagnóstico e utilização durante a evolução clínica do paciente. Sendo assim, esta pesquisa apresenta os testes realizados com soros de pacientes positivos e negativos para proteína C reativa, utilizando SPR, com a finalidade de desenvolver um biossensor a

partir da interação antígeno-anticorpo para detecção e discriminação desta molécula.

Metodologia

As coletas de soro sanguíneo dos pacientes foram realizadas no Hospital de Clínicas da Universidade Federal de Uberlândia.

O biossensor foi desenvolvido sobre a superfície do eletrodo de ouro e avaliado por ressonância de plasma de superfície.

O princípio de desenvolvimento do sensor a partir da SPR envolve um feixe luminoso que atravessa um prisma e alcança uma superfície de ouro, de forma a excitar os plásmons de superfície. As alterações nas proximidades da interface metal/ambiente proporcionam uma alteração nas condições de ressonância do sistema, sendo assim, ocorre um deslocamento no ângulo. As propriedades ópticas do sistema, como as constantes dielétricas do metal, do prisma e da matriz, provocam mudanças no ângulo de ressonância, o que possibilita o monitoramento de alterações na superfície do sensor, a partir do acompanhamento do ângulo de ressonância em função do tempo. Sendo assim, o monitoramento do índice de refração nas proximidades da superfície do sensor tor-

na possível a aplicação da técnica de SPR para obter informações em tempo real. Além disso, é possível monitorar a refletividade em função da variação do comprimento de onda [9, 10].

Resultados

O resultado obtido nos testes de SPR apresentados na Figura 3 demonstra que houve discriminação angular entre os soros positivo e negativo. O valores angulares do paciente positivo foi de $657,42\text{ m}^\circ$ e do paciente negativo foi de $130,16\text{ m}^\circ$.

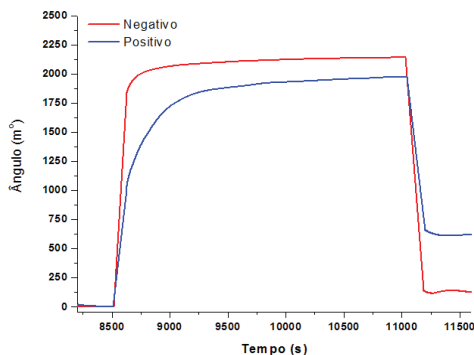


Figura 3. Discriminação dos soros positivo e negativo para proteína C reativa.

Discussão

O desenvolvimento de biossensores para a quantificação da proteína C reativa é relevante para a prática clínica e para associação desta enzima com processos inflamatórios, principalmente relacionados a síndromes coronarianas isquêmicas. A ressonância de plasma de superfície é um método óptico que quantifica a mudança do índice de refração devido à interação antígeno-anticorpo.

Os imunossensores fundamentam-se no uso de um anticorpo que reage especificamente com um antígeno.

A discriminação angular entre os soros demonstra que o sistema foi eficaz na seletividade para PCR dentre os outros componentes do soro.

O teste em SPR possibilita a utilização de pequena quantidade de amostra e a realização de medições contínuas, sendo portanto, um dispositivo inovador e promissor para avaliação da síndrome coronária aguda.

Conclusão

Tendo em vista a importância de diagnóstico precoce do infarto do miocárdio, observa-se a importância do desenvolvimento e validação de bios-

sensores para detecção de marcadores de lesão miocárdica, além da importância da detecção de proteínas de fase aguda, liberada em processos inflamatórios e associadas a eventos cardiovasculares, de acordo com o crescente aumento de suas concentrações.

O biossensor desenvolvido para detecção de proteína C reativa com utilização da ressonância de plasma de superfície demonstrou eficácia e potencial utilização como auxílio diagnóstico de cardiopatias.

Portanto, a implementação de biossensores como auxílio diagnóstico da síndrome coronariana isquêmica possibilita a realização de diagnósticos mais rápidos, decisão precoce do tratamento necessário e possível encaminhamento para revascularização miocárdica, acompanhamento da evolução clínica a partir de biomarcadores e melhor prognóstico dos pacientes.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao CNPQ, à CAPES e à FAPEMIG pelo suporte financeiro a este trabalho.

Referências

[1] BRAUNWALD E, ZIPES DP, LIBBY P. Tratado de Medicina Cardiovascular. 6ª ed., v. 1. São Paulo: Roca, 2003.

[2] BEZERRA DS, SILVA AS, CARVALHO ALM. Avaliação das características dos usuários com hipertensão arterial e/ou diabetes mellitus em uma Unidade de Saúde Pública, no município de Jaboatão dos Guararapes-PE, Brasil. Revista de Ciências Farmacêuticas Básica e Aplicada, v. 30 (1), p. 56-60, 2009.

[3] GILSTRAP LG, WANG TJ. Biomarkers and cardiovascular risk assessment for primary prevention: an update. Clinical chemistry, v. 58, n. 1, p. 72-82, 2012.

[4] GE Y, WANG TJ. Identifying novel biomarkers for cardiovascular disease risk prediction. Journal of internal medicine, v. 272, n. 5, p. 430-439, 2012.

[5] MONTGOMERY JE, BROWN JR. Metabolic biomarkers for predicting cardiovascular disease. Vascular health and risk management, v. 9, p. 37-45, 2013.

[6] NYSTRON T. C-reactive protein: a marker or a player? Clinical Science, v. 113, p. 79-81, 2007.

[7] RAMASAMY, I. Biochemical markers in acute coronary syndrome. Clinica chimica acta; international journal of clinical chemistry, v. 412, n. 15-16, p. 1279-96, 2011.

[8] RIDKER PM. C-reactive protein: a simple test to help predict risk of heart attack and stroke. Circulation, v. 108 (12), p. 81-85, 2003.

[9] ZHANG JXJ, HOSHINO K. Optical Transducers: Optical Molecular Sensors and Optical Spectroscopy. Molecular Sensors and Nanodevices. Principles, Designs and Applications in Biomedical Engineering, Chapter 5, p. 233-320, 2014.

[10] GREEN RJ, FRAZIER RA, SHAKESHEFF KM, DAVIES MC, ROBERTS CJ, TENDLER SJB. Surface plasmon resonance analysis of dynamic biological interactions with biomaterials. Biomaterials, v. 21, p. 1823-1835, 2000.

DESENVOLVIMENTO DE UMA ESTRUTURA ROBÓTICA PARA REABILITAÇÃO DO PUNHO HUMANO

Lorena Souza Furtado

Universidade Federal de Uberlândia - MG - Brasil

lofurtado@gmail.com

Rogério Sales Gonçalves

Universidade Federal de Uberlândia - MG - Brasil

rsgoncalves@mecanica.ufu.br

João Carlos Mendes Carvalho

Universidade Federal de Uberlândia - MG - Brasil

jcmendes@mecanica.ufu.br

Resumo

Este estudo propõe-se a realizar uma pequena revisão bibliográfica de equipamentos utilizados na reabilitação do punho, bem como uma revisão cinesiológica do punho e exemplificar alguns movimentos de reabilitação. Consiste também em apresentar o desenvolvimento de um equipamento robótico para auxiliar na reabilitação dos movimentos do punho.

Palavras-chave: Robótica; reabilitação; punho.

Introdução

Uma das aplicações da robótica na medicina é no desenvolvimento de dispositivos para auxiliar na reabilitação da mão humana. Os dispositivos de reabilitação para membros superiores tiveram um grande avanço nos últimos anos.

O objetivo da reabilitação de membros superiores através de dispositivos, não é substituir o profissional da saúde, mas auxiliar nas tarefas de reabilitação e maximizar a função residual de um paciente que foi submetido a uma cirurgia ou teve uma lesão ou doença na mão ou no membro superior.

O punho humano é uma articulação com dois graus de liberdade que conecta a mão ao antebraço. Ele é capaz de desenvolver movimentos de abdução-adução e flexão-extensão. A rotação da mão não ocorre especificamente no punho, mas sim nas articulações rádio-ulnares que pertencem ao cotovelo e ao antebraço fornecendo o

terceiro grau de liberdade ao punho correspondente a pronação e supinação.

O equipamento a ser utilizado neste trabalho deve permitir a realização desses movimentos para reabilitação do punho.

Estruturas robóticas para reabilitação do punho

Uma das estruturas encontradas na literatura para reabilitação do punho trata-se de um robô que possui dezoito graus de liberdade e é uma estrutura passiva. Durante a terapia, cada dedo pode se mover de forma independente, além de movimentos com o punho do paciente [5].

Outra estrutura é o HWARD (Hand Wrist Assistive Rehabilitation Device), que é um dispositivo robótico com três graus de liberdade, que permite a flexão, extensão dos dedos e do punho. Ele opera por meio de atuadores pneumáticos que fazem todo o controle dos movimentos da mão [1].

O Haptic Knob é uma estrutura robótica paralela com dois graus de liberdade, sendo um grau para abrir e fechar a mão e outro para rotação, pronação e supinação do antebraço. Esse dispositivo possui um elemento terminal compacto que facilita o uso em centros de reabilitação ou na própria casa do paciente. Os indivíduos que o utilizam

controlam o movimento do robô e interagem com as forças da estrutura de acordo com o nível de comprometimento [4].

Revisão cinesiológica do punho

O punho é uma articulação com dois graus de liberdade capaz de desenvolver movimentos de abdução-adução e flexão-extensão.

Para o estudo do punho, é necessário definir as referências geométricas da mão. Admite-se o eixo longitudinal da mão como sendo o eixo definido pelo terceiro metacarpeano em posição reta e os planos frontal e sagital de acordo com a Figura 1.

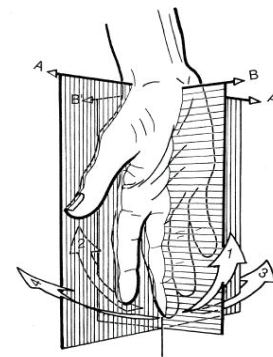


Figura 1. Plano frontal (AA'), plano sagital (BB') [2].

Os movimentos de flexão-extensão do punho ocorrem no plano sagital. Estes movimentos partem a partir da posição anatômica em direções opostas, Figura 2.

Para a flexão, a palma da mão se dirige para a superfície anterior do antebraço e na extensão, a superfície dorsal da mão se dirige para a superfície posterior do antebraço. A amplitude de ambos os movimentos é de 85°.

A abdução e a adução do punho ocorrem em torno do eixo ântero-posterior no plano frontal. A abdução no punho também é chamada de desvio radial e alcança até 15°. A adução ou desvio ulnar possui amplitudes diferentes de acordo com o referencial adotado. Para o ângulo na linha que une o centro do punho com a porção distal do terceiro dedo, a amplitude é de 45°, que é a utilizada na prática. Referenciando com o eixo da mão, a amplitude passa a ser de 30°. Pode-se ainda admitir a referência no eixo do dedo médio, onde a amplitude é de 55°, Figura 2.

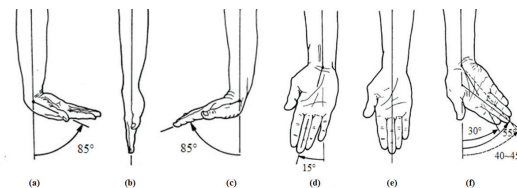


Figura 2. (a) Flexão a 85°, (b) posição anatômica a 0°, (c) extensão a 85° (d) abdução ou desvio radial a 15°, (e) posição anatômica a 0°, (f) adução ou desvio ulnar, convencionalmente a 45° [2].

O punho é capaz de descrever o movimento de circundução realizando uma trajetória cônica através de todas as regiões dos planos definidas anteriormente. Por definição, a circundução do punho é a combinação dos movimentos de flexão-extensão e abdução-adição.

O punho é a articulação que geralmente trabalha em conjunto com as ações do elemento ativo do membro superior, a mão. Basicamente, sua movimentação ocorre em função das ações da mão para adequar a ação desejada.

Reabilitação do punho

Para a reabilitação do punho, alguns protocolos são seguidos para orientar quais movimentos devam ser executados. As figuras a seguir exempli-

ficam os movimentos de flexão, extensão, adução e abdução do punho.

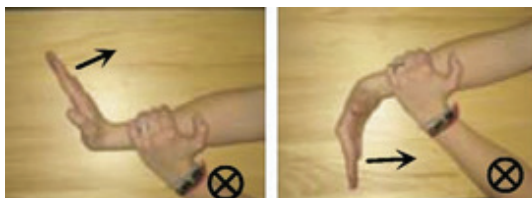


Figura 3. Movimento de flexão e extensão [3].



Figura 4. Movimento de adução e abdução [3].

Estrutura robótica

Com base no estudo dos movimentos do punho, desenvolveu-se uma estrutura robótica capaz de auxiliar o processo de reabilitação de pacientes que tenham sofrido fratura no punho.

O módulo consiste em um motor conectado a uma base para apoio da mão do paciente. O eixo

onde a base é fixada conta com elementos para medição do torque e da posição angular.

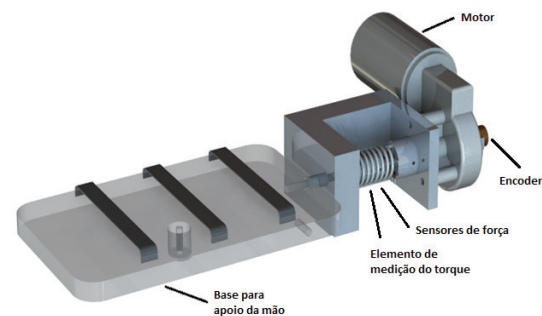


Figura 8. Módulo para reabilitação do punho.

O módulo irá operar em três modalidades:

- Modo de ensino: O operador pode movimentar manualmente a base de apoio enquanto as posições são gravadas.
- Modo de movimento assistido: Neste modo, o paciente tem a mão em reabilitação devidamente presa à base de apoio e o dispositivo irá executar o movimento previamente gravado no modo de ensino.

- Modo seguidor: Funciona tal qual o modo de ensino permitindo livre movimentação, mas não armazena posições.

Quanto à configuração para cada movimento, altera-se apenas a posição de fixação da base de apoio. É importante que o eixo de rotação da articulação esteja o mais alinhado possível com o eixo de rotação do equipamento.

Conclusão

Neste trabalho é apresentado uma pequena revisão bibliográfica de estruturas robóticas para reabilitação do punho, os movimentos desempenhados pelo mesmo e o dispositivo desenvolvido a ser utilizado.

O objetivo da estrutura é auxiliar o profissional da saúde na área de reabilitação.

O dispositivo proposto tem como finalidade proporcionar às pessoas que tiveram uma lesão no punho movimentos que levem a reabilitação do membro.

Referências

[1] HO, N. S. K.; TONG, K. Y.; HU, X. L.; FUNG, K. L.; WEI, X. J.; RONG, W.; SUSANTO, E. A. An EMG-driven Exoskeleton Hand Robotic Training Device on Chronic Stroke Subjects (2011).

[2] KAPANDJI, A. I. Fisiologia Articular, 5 ed., vol. 1, Pinheiros, SP: Panamericana (2000).

[3] KRISCHAK, G. D.; KRASTEVA, A.; SCHNEIDER, F.; GULKIN, D.; GEBHARD, F.; KRAMER, M. Physiotherapy After Volar Plating of Wrist Fractures Is Effective Using a Home Exercise Program. American Congress of Rehabilitation Medicine (2009).

[4] LAMBERCY, O.; DOVAT, L.; YUN, H.; WEE, S. K.; KUAH, C.; CHUA, K.; GASSERT, R.; MILNER, T.; LEONG, T. C.; BURDET, E. Rehabilitation of Grasping and Forearm Pronation/Supination with The Haptic Knob, IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics. Kyoto, Japan (2009).

[5] NISHIMOTO, Y.; AOKI, T.; MOURI, T.; SAKAEDA, H. Development of a Hand Motion Assist Robot for Rehabilitation Therapy by Patient Self-Motion Control. IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics (2007).

UTILIZAÇÃO DO DISPOSITIVO TREMSSEN PARA ANÁLISE DO MOVIMENTO DE FLEXÃO DO PUNHO DE SUJEITOS COM E SEM DOENÇA DE PARKINSON: ESTUDO PILOTO

Rafael de Almeida Oliveira

Fisioterapeuta
Mestrando do Programa de
Pós Graduação em Educação Física – UFTM
fael.aoliveira@outlook.com

Adriano de Oliveira Andrade

Engenheiro Elétrico
Docente do departamento de engenharia elétrica – UFU
aoandrade.ufu@gmail.com

Luciane A. P. S. Sousa

Fisioterapeuta
Docente do Departamento de Fisioterapia Aplicada – UFTM
lusande@gmail.com

Resumo

A doença de Parkinson (DP) cursa com claros sinais e sintomas motores. Devido as alterações motoras e a progressão da doença, em algum momento da vida, o parkinsoniano experimentará certo grau de dificuldade durante as tarefas do dia

a dia. Assim é de extrema importância o desenvolvimento de equipamentos para a quantificação destas alterações motoras. Desta forma o objetivo deste artigo foi avaliar o movimento uniarticular do punho de um sujeito com e sem DP. Assim como descrito na literatura, o paciente com DP apresentou o fracionamento do pool de ativação inicial do motoneurônio ao músculo agonista. Também foi encontrado que o sujeito com DP foi significativamente mais lento com menor pico de velocidade e aceleração durante o movimento quando comparado ao sujeito saudável. Pode-se concluir que o equipamento TREMSSEN foi eficaz para a análise do movimento do punho de um sujeito com e sem DP corroborando os achados deste estudo com os descritos na literatura.

Palavras-chave: Doença de Parkinson, Cinemática, Punho, Movimento Uniarticular.

Introdução

Os movimentos de uma única articulação tem sido amplamente estudados em idosos [1,2] e em sujeitos com distúrbio no controle normal do movimento, como por exemplo, em pacientes com doença de Parkinson (DP) [3–5]. A DP é uma doença neurodegenerativa crônica, de caráter progressivo e instalação insidiosa que cursa com quatro principais sinais e sintomas cardinais: Bradicinesia, tremor de repouso, rigidez muscular e instabilidade postural [6].

Devido as diversas alterações motoras [6], a DP implica grandes dificuldades na execução e controle dos mais diversos movimentos utilizados para as tarefas do dia a dia.

Analisando as variáveis cinemáticas e cinéticas de movimentos uniarticulares, vários autores encontraram diferenças marcantes na execução do movimento balístico do cotovelo [2,4] e punho [8] de pacientes com DP. Dentre estas alterações uma das principais características é o fracionamento do pool de ativação inicial do motoneurônio para o músculo agonista e o déficit no controle da velocidade e aceleração do movimento [2,4,8].

O fracionamento do pool de ativação inicial do motoneurônio ao músculo agonista pode ser ob-

servado na fase de aceleração do movimento [4]. Durante a inspeção visual do gráfico de aceleração é possível ver o fracionamento e a irregularidade das curvas da fase de aceleração do movimento. Já, a diminuição no controle da velocidade do movimento é observada no baixo pico de velocidade durante a execução do movimento [1,4].

Estas características são tão marcantes na análise do movimento humano que, há autores que já utilizam o fracionamento do pool inicial de ativação do motoneurônio como ferramenta de diferenciação dos movimentos executados pelos sujeitos saudáveis dos sujeitos parkinsonianos [2] e dos parkinsonianos de pacientes com tremor essencial [5].

Desta forma, o objetivo deste trabalho foi utilizar o equipamento TREMENSEN (desenvolvido pelo laboratório de engenharia biomédica do curso de pós graduação em engenharia elétrica da Universidade Federal de Uberlândia) para análise do movimento uniarticular do punho de um sujeito com e sem a DP.

Considerando a utilização do equipamento TREMENSEN esperamos que assim como descrito na literatura, o pool de ativação do motoneurônio seja fracionado com curva de aceleração irregular e picos fragmentados. Esperamos ainda que o sujeito saudável aqui avaliado apresente maior

pico de velocidade do movimento quando comparado com o sujeito com doença de Parkinson.

Metodologia

O dispositivo TREMSEN permite a avaliação cinemática do movimento pois ele é equipado com dois sensores MinIMUs (Pololu Robotics and electronics) compostos por placas compactas (0.9" × 0.6" × 0.1") que combinam um giroscópio de três eixos, um acelerômetro de três eixos e um magnetômetro de três eixos para formarem uma unidade de mensuração inercial. Para esta pesquisa, foram considerados os resultados do giroscópio (velocidade angular em graus por segundo) e acelerômetro (aceleração em g).

Foram avaliados dois sujeitos, um paciente com diagnóstico de DP com 62 anos de idade e um sujeito saudável com 60 anos de idade. Foi avaliado o punho do lado dominante do sujeito saudável (direito) e do lado mais comprometido (direito) do paciente com DP.

Este experimento seguiu de forma adaptada a metodologia proposta pelo estudo de Montgomery et al. 1990 [1]. Durante a avaliação, os sujeitos eram posicionados sentados, com o membro superior repousado em cima de uma mesa que

possuía a marcação inicial e final da distância do movimento a ser realizado.

Após o posicionamento e colocação do dispositivo, segurando um caneta, os sujeitos eram orientados a flexionar o punho o mais rápido e acurado possível, levando a ponta do caneta até a direção do alvo. Os sujeitos eram encorajados a tocar a ponta do caneta no meio do alvo com 3,5 cm de diâmetro (figura 1).

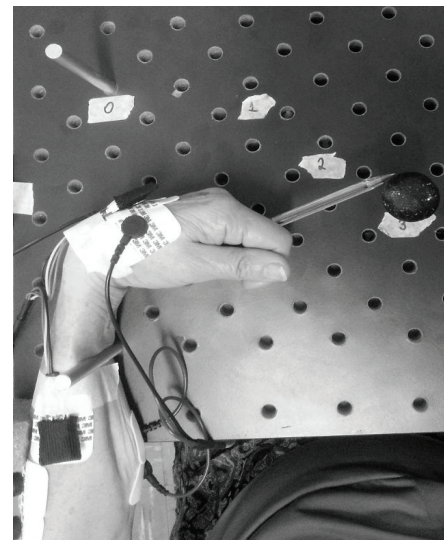


Figura 1. Imagem demonstrando a padronização da distância do movimento.

Os sensores MinIMUs foram posicionados no antebraço e no dorso da mão dos sujeitos, seguindo o comprimento do terceiro metacarpo. Foram coletadas 3 repetições do movimento de ida em direção ao alvo. Os dados foram analisados utilizando os softwares Excel (versão 2013), Kaleida Graph (versão 4). Além da análise qualitativa da curva de aceleração, o pico de velocidade (PV) e pico de aceleração (PA) do movimento foram analisados utilizando o software SPSS (versão 21). O PV e PA foram considerados como variáveis dependentes. Foi utilizado o teste T de amostras independentes com nível de significância de $p \leq 0,05$.

Resultados

Assim como descrito na literatura, o sujeito com diagnóstico de DP apresentou a curva de aceleração fracionada e irregular (Figura 2), indicando que durante a flexão do punho em direção ao alvo é possível verificar o déficit no pool de ativação do motoneurônio ao músculo agonista do movimento.

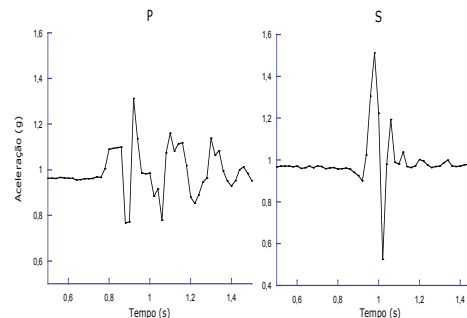


Figura 2. Gráfico da aceleração do movimento. Tempo expresso em segundos e aceleração em g. P= Parkinsoniano e S=saudável.

Além do fracionamento do pool de ativação inicial, nas 3 repetições do movimento o paciente com DP foi estatisticamente mais lento que o sujeito saudável ($t=-3,301$; $p=0,030$) Figura 3 e 4.

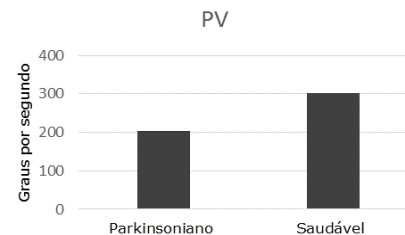


Figura 3. Pico de velocidade do movimento

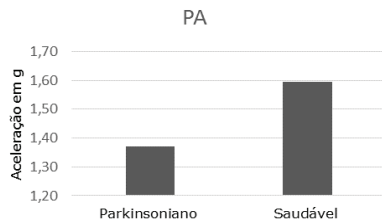


Figura 4. Pico de aceleração do movimento

Conclusão

Assim como relatado na literatura, os parkinsonianos apresentaram fracionamento do pool de ativação inicial do motoneurônio ao músculo agonista. Também como esperado, o pico de velocidade e de aceleração foram significativamente menores no sujeito com doença de Parkinson.

Desta forma podemos concluir que o uso do equipamento TREMSEN foi válido para a análise do movimento do punho de um sujeito com e sem a doença de Parkinson.

Agradecimentos

Os agradecimentos à equipe do laboratório LABCOM do curso de fisioterapia da UFTM, e à equipe do laboratório BIOLAB do curso de pós graduação em engenharia elétrica da UFU.

Referências

- [1] MONTGOMERY EB, NUESSEN J. The movement speed/accuracy operator in Parkinson's disease. *Neurology*. 1990; 40(2):269–269.
- [2] ROBICHAUD JA, PFANN KD, Leurgans S, Vaillancourt DE, Comella CL, Corcos DM. Variability of EMG patterns: A potential neurophysiological marker of Parkinson's disease? *Clin Neurophysiol*. 2009 Feb;120(2):390–7.
- [3] FLAMENT D, VAILLANCOURT D., KEMPFF T, SHANNON K, CORCOS D. EMG remains fractionated in Parkinson's disease, despite practice-related improvements in performance. *Clin Neurophysiol*. 2003 Dec;114(12):2385–96.
- [4] PFANN KD, BUCHMAN AS, COMELLA CL, CORCOS DM. Control of movement distance in Parkinson's disease. *Mov Disord*. 2001 Nov;16(6):1048–65.
- [5] POON C, ROBICHAUD JA, CORCOS DM, GOLDMAN JG, VAILLANCOURT DE. Combined measures of movement and force variability distinguish Parkinson's disease from essential tremor. *Clin Neurophysiol*. 2011 Nov;122(11):2268–75.
- [6] BARTELS AL, LEENDERS KL. Parkinson's disease: The syndrome, the pathogenesis and pathophysiology. *Spec Issue Park Dis Lang Cogn*. 2009 Sep;45(8):915–21.
- [7] CORCOS DM. Strategies Underlying the Control of Disordered Movement. *Phys Ther*. 1991 Jan 1;71(1):25–38.
- [8] BERARDELLI A, HALLETT M, ROTHWELL JC, AGOSTINO R, MANFREDI M, THOMPSON PD, et al. Single-joint rapid arm movements in normal subjects and in patients with motor disorders. *Brain*. 1996;119(2):661–74.

PROPOSTA DE UMA INTERFACE GRÁFICA PARA APRENDIZAGEM

Carlos Magno Medeiros Queiroz

Universidade Federal de Uberlândia
Av. João Naves de Ávila, 2121
Bairro Santa Mônica
Uberlândia, MG Brasil
profcarlosmagno@gmail.com

Luiza Maire David Luiz

Av. João Naves de Ávila, 2121
Bairro Santa Mônica
Uberlândia, MG Brasil
luizamaire@hotmail.com

Milton Miranda

Av. João Naves de Ávila, 2121
Bairro Santa Mônica
Uberlândia, MG Brasil
voidmmn@gmail.com

Gerson Flavio Mendes de Lima

Av. João Naves de Ávila, 2121
Bairro Santa Mônica
Uberlândia, MG Brasil
gersonlima@ieee.org

Adriano de Oliveira Andrade

Universidade Federal de Uberlândia
andrade.ufu@gmail.com

Resumo

As interfaces gráficas de aprendizagem são ambientes virtuais criados para oferecer tarefas específicas e controladas para possibilitar a análise e desempenho do usuário. Esse trabalho apresenta uma proposta de interface gráfica de aprendizagem utilizada em um projeto de pesquisa e descreve todos os parâmetros.

Palavras-chave: Interface gráfica de aprendizagem.

Introdução

As aptidões e habilidades motoras podem ser comprometidas em diversas situações, decorrentes de amputações, lesões na medula espinal ou doenças degenerativas. Pois mesmo com severa limitação motora, alguns usuários possuem mo-

vimentos voluntários remanescentes e apesar de dificuldades impostas devido a incapacidade motora, podem exercer as atividades funcionais com o auxílio de ferramentas adaptativas tecnológicas que auxiliam pessoas proporcionando alguma independência.

São as Tecnologias Assistivas que interagem por meio de alguma interface homem-máquina utilizando ferramentas diversas com o objetivo de potencializar as capacidades residuais das pessoas com deficiência, criando possibilidades e condições para o desempenho funcional de cada usuário [1, 2].

A tendência atual é o desenvolvimento de ferramentas adaptativas e tecnológicas para possibilitar a interação com computadores e navegação na internet [3]. As interfaces progrediram muito nos últimos tempos, principalmente no desenvolvimento de interfaces perceptivas que promovem a interação com o computador sem o uso do teclado ou mouse convencional [4]. A busca por alternativas de interação tem direcionado os estudos para as investigações de possibilidades de associação por meio dos sinais biológicos [5].

Mesmo com o desenvolvimento de boas ferramentas de interação homem computador, basea-

do nas limitações e aptidões de cada usuário, no período de aprendizagem e manipulação do equipamento é de extrema importância a implementação de eficientes interfaces gráficas de aprendizagem. As interfaces gráficas são ambientes virtuais criados para oferecer tarefas específicas e controladas para possibilitar a análise e desempenho do usuário. As interfaces são desenvolvidas para maximizar o foco do usuário na tarefa realizada e devem propiciar a dificuldade crescente durante a execução da tarefa conforme a lei de Fitts [6].

Assim, a motivação desse trabalho é apresentar uma interface gráfica desenvolvida para proporcionar tarefas simples com decorrente dificuldade.

Materiais e Métodos

A interface gráfica de aprendizagem trata-se de parte de um trabalho de doutorado em andamento, realizado na Universidade Federal de Uberlândia, o trabalho está em andamento em parceria com pesquisadores que estão propondo uma ferramenta de interface homem computador controlado por meio de sinais biológicos. Sendo que esse projeto vem sendo desenvolvido e aperfeiçoado, a diferença desta etapa em desenvolvi-

mento do projeto iniciado em 2013 é o uso de outro equipamento de captação de sinais biológicos propondo o uso de eletrodos diferentes e dentre outras inovações, a implementação de uma nova interface gráfica de aprendizagem que será apresentada a seguir.

A interface gráfica de aprendizagem (IGA) trata-se de um ambiente criado para oferecer tarefas específicas, controladas e virtuais ao usuário, a IGA foi desenvolvida em linguagem C# empregando o ambiente de desenvolvimento Visual Studio da Microsoft.

A tarefa concebida para este experimento consiste em clicar em 4 botões com tamanhos variáveis, conforme nível de dificuldade, que são apresentados na tela de forma consecutiva, o próximo botão só aparece após o anterior ter sido clicado, em posições pré-definidas. A Figura 1 apresenta as telas contendo os 4 botões para os três níveis de dificuldade. A distância entre os botões na horizontal e vertical é sempre a mesma, igual a 15 cm. O tamanho dos botões são 2 cm, 1 cm e 0,5 cm para os protocolos 1, 2 e 3 respectivamente.

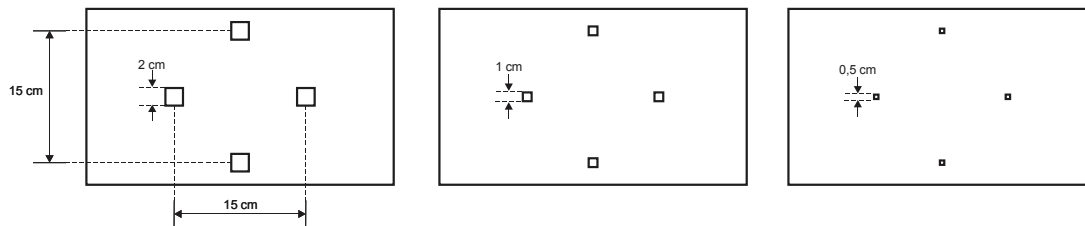


Figura 1. Ilustração da posição e tamanho dos 4 botões conforme os protocolos 1, 2 e 3.

As tarefas de execução dos protocolos são realizados com temporização bem estabelecidas para se avaliar a aprendizagem motora e cada elemento gráfico tem um papel fundamental na constru-

ção deste ambiente de avaliação. Para o protocolo estabelecido a temporização dos eventos após o click no alvo foi feito conforme apresentado na Figura 2.

Todos os eventos: instante de surgimento do alvo, ações e posição do cursor, são registrados em um arquivo, viabilizando a análise posterior dos dados. Para que a interface seja mais flexível,

esta permite variações das características a serem implementadas para um dado experimento, permitindo diferentes configurações.

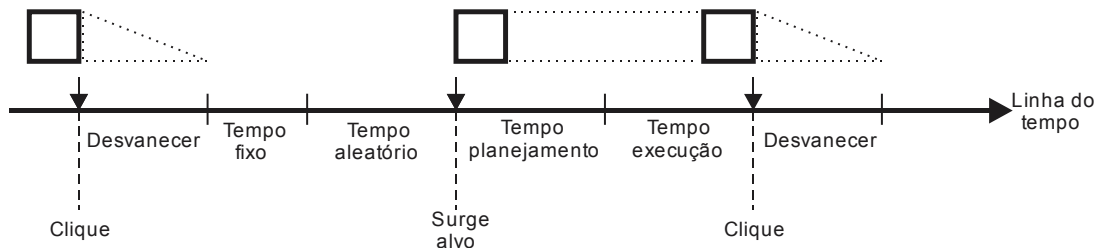


Figura 2. Linha temporal dos eventos na interface gráfica de aprendizagem.

Na linha temporal, um alvo ao ser clicado começa a se desvanecer até sumir, em seguida há um tempo de espera mínimo de duração fixa, seguido de um tempo de espera aleatório.

As características da interface são amplamente configuráveis. Dentre as opções de mudanças gerais da interface, são elas: a escolha de emitir som quando o alvo é atingido, mudança e calibração da escala para cada monitor utilizado, a exibição ou não de mensagens informativas durante

a execução da tarefa, estabelecimento da quantidade de repetições para o mesmo protocolo. Configurações da moldura do alvo, tais como: a espessura e a cor da moldura do alvo, a frequência de piscada da moldura e a cor da piscada da moldura. As variações da área do alvo são: mudar a cor da área do alvo, a frequência de piscada e a cor da piscada da área do alvo. E por fim as configurações baseadas no alvo, como: tempo em segundos que leva para esmaecer após ser atin-

gido, o tempo de surgimento do próximo alvo e o tamanho do alvo em cada protocolo experimental.

Para o ajuste da escala para cada monitor em uso, abre uma janela de ajuste de escala e esses valores variam de monitor para monitor.

Protocolo de execução

O controle no ambiente gráfico é realizado pela movimentação de um cursor de computador. A tarefa que consiste em clicar sobre os 4 alvos exibidos aleatoriamente nas posições definidas após a calibração.

Realizando os três protocolos baseados nos diferentes tamanhos da área do alvo. Cada protocolo deverá ser realizado em 5 repetições, realizando o protocolo 1, 2 e 3 consecutivamente.

O cursor possui formato diferenciado do cursor do sistema operacional comum. A movimentação é realizada apenas em um único sentido a cada momento (para cima, para baixo, para a direita ou para a esquerda), capaz de indicar o sentido de movimentação. Durante a exibição da sequência de alvos, a tela permanece completamente preta, sem nenhuma borda ou cor. A combinação de duas teclas é o comando para sair (interromper)

do modo de exibição. O programa não tem outra tela a não ser a própria tela de execução.

E por fim o salvamento dos arquivos é feito analisando o tempo de execução durante a realização das tarefas toda a movimentação do cursor são registradas em um arquivo contendo o horário de cada posição e cliques, discriminando entre os cliques corretos (sobre o alvo) e os cliques errados (fora do alvo).

Resultados e Discussão

Na aplicabilidade de tecnologias assistivas com o intuito de promover a interação de homem computador é de grande importância reconhecer as necessidades reais do usuário, tais como as limitações e as capacidades. Embora um dispositivo possa ser utilizado por pessoas com deficiência de diferentes tipos de limitações [1, 2].

As interfaces gráficas de aprendizagem são essenciais para a interação e na avaliação da evolução dos usuários. A IGA proposta após testada apresenta boa aplicabilidade. Além de ter um crescimento na dificuldade como proposto por Fritts [6].

Conclusão

A pesquisa em andamento utilizará essa ferramenta para avaliar a evolução do aprendizado do usuário e por meio desse parâmetro reconhecer se a nova metodologia a proposta acarretará em benefícios na aprendizagem motora.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao CNPq, a CAPES e a FAPEMIG pelo apoio financeiro para esta pesquisa.

Referências

- [1] HOGETOP, L. and L. SANTAROSA, Tecnologias assistivas: viabilizando a acessibilidade ao potencial individual. *Informática na educação: teoria & prática*, 2002. 5(2).
- [2] ROBITAILLE, S., *The illustrated guide to assistive technology and devices: Tools and gadgets for living independently*. 2010: ReadHowYouWant. com.
- [3] LEVY, P.C., et al. Activelris: uma solução para comunicação alternativa e autonomia de pessoas com deficiência motora severa. in *Proceedings of the 12th Brazilian Symposium on Human Factors in Computing Systems*. 2013. Brazilian Computer Society.
- [4] TURK, M. and G. ROBERTSON, Perceptual user interfaces (introduction). *Communications of the ACM*, 2000. 43(3): p. 32-34.
- [5] AHSAN, M.R., M.I. IBRAHIMY, and O.O. KHALIFA, EMG signal classification for human computer interaction: a review. *European Journal of Scientific Research*, 2009. 33(3): p. 480-501.
- [6] FITTS, P.M., The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *Journal of experimental psychology*, 1954. 47(6): p. 381.

PROTOCOLO EXPERIMENTAL PARA CARACTERIZAR O TREMOR FISIOLÓGICO E CORRELACIONAR COM ENVELHECIMENTO POR MEIO DE SENSORES INERCIAIS E ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE

Maria Jose Ferreira Zaruz

Faculdade de Engenharia Elétrica
Pós-Graduação em Engenharia Biomédica
Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia-MG, Brasil
fisio.mz@hotmail.com

Ana Paula Souza Paixão

Faculdade de Engenharia Elétrica
Pós-Graduação em Engenharia Biomédica
Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia-MG, Brasil
anapaulasouzap@yahoo.com.br

Thaíla Ferreira Zaruz

Faculdade de Engenharia Biomédica
Graduação em Engenharia Biomédica
Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia-MG, Brasil
tzaruz@gmail.com

Amanda Gomes Rabelo

Faculdade de Engenharia Elétrica
Pós-Graduação em Engenharia Biomédica
Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia-MG, Brasil
amandagomesrabelo@gmail.com

Adriano de Oliveira Andrade

Faculdade de Engenharia Elétrica
Pós-Graduação em Engenharia Biomédica
Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia-MG, Brasil
aoandrade.ufu@gmail.com

Resumo

Este trabalho propõe a padronização de um protocolo experimental de coleta de sinais utilizando sensores inerciais do tipo MInIMU v.3 (*Pololu*) que contém um acelerômetro, um giroscópio e um magnetômetro, em conjunto com eletromiografia de superfície. Os sinais eletromiográficos

serão obtidos por meio do posicionamento dos eletrodos em músculos extensores e flexores de punho, para detectar o tremor humano fisiológico e correlacionar com o envelhecimento humano. A amostra foi subdividida em oito (8) grupos etários, sendo dez (10) voluntários saudáveis para cada grupo, com início a partir de 20 anos até 99 anos, totalizando uma amostra de 80 idades diferentes. Espera-se que a associação de sensores inerciais com a eletromiografia de superfície seja eficaz para a caracterização do tremor humano.

Palavras-chave: Protocolo, padronização, eletromiografia, sensores inerciais, envelhecimento, tremor.

Introdução

O tremor fisiológico está associado a processos naturais e está presente em todos os seres humanos saudáveis, em maior ou menor intensidade [1, 2, 3]. Dependendo da intensidade é imperceptível a olho nu [1], pode ser exacerbado em algumas situações específicas como ansiedade, estresse, medicação e ao próprio envelhecer [7], acontece de forma involuntária e é conduzido pelo Sistema Nervoso Central [8]. É caracterizado por oscila-

ções rítmicas de baixa amplitude e frequência de 8-12hz, o que torna difícil a sua detecção. Pode aparecer em qualquer parte do corpo e variar com a idade [4, 6, 7]. Além da eletromiografia de superfície (EMGs), e da acelerometria o tremor pode também ser medido utilizando o giroscópio e o magnetômetro, que são sensores sensíveis a pequenas oscilações de movimento. O giroscópio é usado para medir velocidade angular, ou seja, indicar mudanças de direção de um objeto [5]. Já o magnetômetro é um instrumento que mede a intensidade, direção e sentido de campos magnéticos [6]. Este trabalho descreve um protocolo experimental no qual utiliza sensores inerciais do tipo MiniMU v.3 em conjunto com a eletromiografia de superfície para caracterização do tremor fisiológico. Esta associação de sensores pode resultar em informações relevantes com relação ao tremor fisiológico e sua caracterização.

Materiais e Métodos

Serão utilizados um par de sensores do tipo MiniMU no qual um dos sensores será posicionado no dorso da mão e o outro par na região posterior de antebraço. O sinal eletromiográfico será coletado com o uso de dois canais. Inicialmente

deve-se fazer uma esfoliação com gel abrasivo e limpeza com álcool na superfície de contato dos eletrodos. Após este procedimento os eletrodos serão posicionados seguindo uma ordem, sendo um par de eletrodos, correspondente ao canal 2, posicionado em musculatura extensora de punho com terra em articulação de polegar, e o outro par que corresponde ao canal 1 fixado em flexores de punho com terra posicionado em processo estilóide, evitando assim ruídos.

Após posicionar os eletrodos o voluntário será orientado a realizar três atividades com o membro superior dominante em extensão, sem apoio e palma da mão voltada para baixo. A primeira atividade consiste em manter o membro estático por 10 segundos. Na segunda realiza o movimento de pinça grossa por 10 segundos, e na terceira o movimento de prono supino também por 10 segundos. Todas as atividades devem ser repetidas por três vezes e devidamente salvas, para posterior processamento.

O passo a passo a ser utilizado para este protocolo:

1. O voluntário senta e apoia o braço dominante para ser preparado. Higienizar com gel abrasivo e álcool 70% sobre os locais da pele em que serão posicionados os eletrodos;

2. Os eletrodos são fixados em músculos extensores e flexores de punho;
3. Os sensores inerciais são fixados no dorso da mão e logo abaixo do punho do voluntário com auxílio de fita micropore;
4. Inicia-se a coleta, usando um dispositivo biomédico o Trensens;
5. Dados serão armazenados em formato EDF, Excel, para posterior análise.

A Figura 1 representa o dispositivo biomédico Trensens com seus respectivos componentes, que será usado para a coleta de dados, os sensores para EMGs e a bateria de alimentação, o conjunto de sensores inerciais que são o giroscópio, o acelerômetro e o magnetômetro e cabo USB que será conectado a um computador para armazenar os dados.

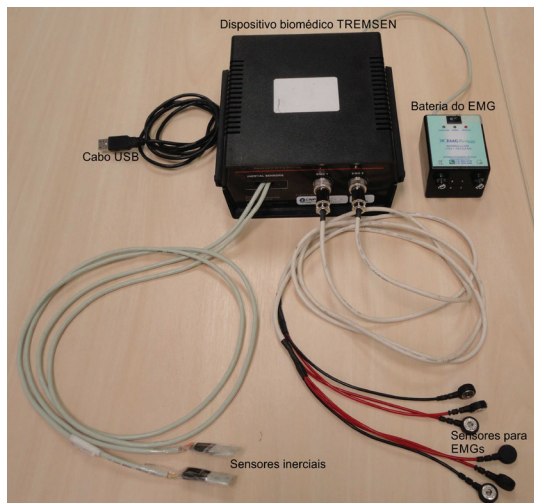


Figura 1. Dispositivo biomédico e seus componentes.

A Figura 2 representa um voluntário com os sensores posicionados em seu braço dominante, para a coleta dos sinais de tremor fisiológico.



Figura 2. Voluntário realizando a coleta do tremor fisiológico.

Resultados e Discussão

As coletas serão realizadas com equipamento que possui os sensores inerciais, juntamente com a eletromiografia, otimizando assim a análise de dados, uma vez que todos os sinais já estarão sincronizados. Todos os voluntários selecionados para este estudo devem ser saudáveis, sem histórico de patologia neurológica diagnosticada. Os voluntários serão subdivididos em 8 grupos sendo cada um de uma idade correspondente a sua faixa etária, totalizando 80 idades diferentes. A figura 3 representa uma coleta com a sincronização dos sensores.

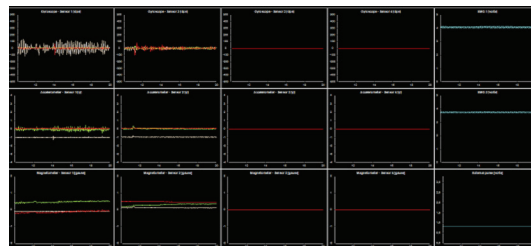


Figura 3. Sincronização dos sensores.

Conclusão

Com a execução deste protocolo experimental, concluiu que o dispositivo biomédico Tremsen

com os sensores inerciais em conjunto com a EMGs serão eficazes para realizar o estudo de caracterização do tremor fisiológico em humanos em diferentes faixas etárias, e correlacionar com envelhecimento natural.

Agradecimentos

Os autores deste trabalho agradecem o apoio financeiro concedido pela Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CNPq), à Fundação de Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG), e ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq).

Referências

- [1] KOLLER WC. Diagnosis and treatment of tremors. *Neurol Clin* 1984; 2:499-514.
- [2] P. H. G. MANSUR, L. K. P. CURY, A. O. ANDRADE, A. A. PEIREIRA, G. A. A. MIOTTO, A. B. SOARES, and E. L. M. NAVES. A review on techniques for tremor recording and quantification. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 35, pp. 343-362, 2007.
- [3] MANSUR, P. H. G. Análise de correlações entre tremor, degeneração celular e idade. Tese, Uberlândia, 2011.
- [4] DEUSCHL et al., 1995 G. Deuschl, R. Zimmermann, H. Gender, C.H. Luckingb Physiological classification of essential

tremor L.J. Findley, W.C. Koller (Eds.), *Handbook of tremor disorders*, Marcel Dekker, New York (1995), pp. 195–208.

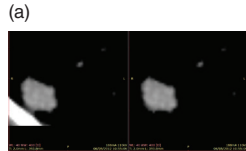
[5] Foner, Simon. Versatile and sensitive vibrating-sample magnetometer. *Review of Scientific Instruments*, vol. 30, pp. 548-557, 1959.

[6] RABELO, A., FOSCHINI, M., PERINI, A. P., NEVES, L. P., BITTAR, A. P., ANDRADE, A. O. Avaliação preliminar de um método para mensuração do tremor por meio da variação do campo magnético. *International Workshop on Assistive Technology*, Fevereiro, 2015.

[7] ELBLE, R.J. Characteristics of physiologic tremor in young and elderly adults. *Clinical Neurophysiology*, V.114, n.4, p. 624-635, 2003. ISSN. 1388-2457.

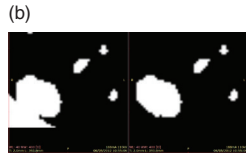
[8] CURY, L.K.P. Análise da Correlação dos sinais eletromiográficos e da acelerometria do tremor fisiológico em diferentes faixas etárias. Tese, Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2011.

USO DE REDES NEURAIS ARTIFICIAIS EM CASCATA NA CLASSIFICAÇÃO DE NÓDULOS PULMONARES



Marcelo Lemos Nunes Franco¹
marcelolnfranco@gmail.com

Ana Claudia Patrocínio¹
ana.patrocinio@gmail.com



Pedro Cunha Carneiro¹
pedrocarneiro@hotmail.com

¹ Pós-Graduação em Engenharia Biomédica
Faculdade de Engenharia Elétrica
Universidade Federal de Uberlândia

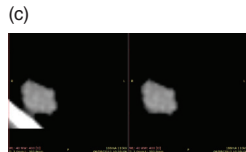


Figura 1. Diferenças entre ROI_R e ROI_E , no recorte (a), na segmentação (b) e na reconstrução (c).

Resumo

O câncer pulmonar é o mais comum de todos os tumores, aumentando sua incidência mundial em 2% ao ano. Estimativa de 2012 apontou incidência de 1,82 milhões de casos em todo mundo, tornando a tarefa de detecção precoce deste tipo de tumor uma necessidade. O uso de técnicas de assistência ao diagnóstico vai ao encontro dessa necessidade e por isso métodos de diagnóstico auxiliado

por computador têm crescido em todo o mundo. O trabalho em questão utiliza de redes neurais artificiais na busca do diagnóstico mais preciso de imagens de tomografia computadorizada.

Palavras-chave: CAD, RNA, Nódulo Pulmonar.

Abstract

Lung cancer is the most common of all tumors, increasing the worldwide incidence by 2% per year. 2012 estimates showed an incidence of 1.82 million cases worldwide, making early detection of lung tumor task to necessity. The use of diagnostic techniques assistance meets this need and therefore methods for Computer Aided Diagnosis (CAD) have grown worldwide. The research has used Artificial Neural Networks (ANN) in the pursuit of more accurate diagnostic in CT images.

Author Keywords: CAD; ANN; Lung Nodule.

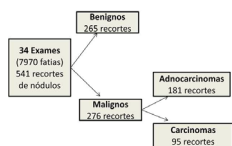


Figura 2. Quantidade de amostras recolhidas e a distribuição por classes.



Figura 3. Configuração de redes em cascata e classificação de cada rede.

Introdução

Dados da *American Cancer Society* [1] revelam que, se o diagnóstico de câncer de pulmão for tardio as chances de sobrevivência do paciente em cinco anos ficam abaixo de 14%, no entanto, com o diagnóstico precoce, a taxa de sobrevivência pode chegar a 49% dos casos. A classificação de tumores é crucial para determinar a sobrevivência do paciente e definição da metodologia terapêutica mais indicada. Isso ocorre, pois, neoplasias com a mesma classificação histopatológica e de tamanhos próximos apresentam evolução clínica, resposta terapêutica e prognóstico semelhantes [2].

A detecção correta do câncer se torna importante para evitar que o paciente se submeta a metodologias terapêuticas inadequadas ao seu tipo de câncer (erro de interpretação), ou que ele seja submetido a exames histológicos desnecessários (erro de detecção), como sugerem estudos que apontam altos índices de falso-positivos em biópsias [3, 4, 5 e 6].

Motivação

Vários sistemas computacionais de auxílio ao diagnóstico (do inglês, CAD) têm sido desenvolvi-

dos com a finalidade de ajudar os especialistas na detecção de nódulos e facilitar sua classificação.

Neste trabalho foram utilizadas Redes Neurais Artificiais (RNA) para classificar 3 tipos de nódulos, benigno, adenocarcinoma e carcinoma, sendo os dois últimos tumores malignos. A configuração escolhida para esse problema foi a de classificar em duas etapas de redes em cascata, sendo a primeira rede classificadora de nódulos em malignos e benignos, e a segunda rede classificando os nódulos considerados malignos em tumores dos tipos carcinoma e adenocarcinoma.

Metodologia

Foram utilizados 34 exames de CT, com 7970 fatias, de indivíduos de ambos os sexos, com idade entre 41 e 83 anos, todos contendo laudo anatomicopatológico. Foi criado um sistema em *MatLab* que possibilitou o recorte das regiões de interesse. A região de interesse (ROI) é um recorte da imagem inicial que contém o objeto a ser analisado. Como a ROI_R nem sempre consegue separar o objeto desejado de estruturas adjacentes, foi utilizada uma região de interesse elíptica (ROI_E), como visto na Figura 1 – a [7].

A segmentação da lesão foi feita pelo método de Otsu de um limiar, utilizando as funções do *MatLab* [8], *graythresh* e *im2bw*, onde a primeira define o valor ótimo de limiar para que a segunda faça a binarização baseada no método de Otsu. Após a segmentação (Figura 1 – b) é aplicado na imagem uma transformação morfológica planar de erosão, com elemento estruturante circular de raio 5 pixels. Depois, foram eliminadas, da ROI_E segmentada, todas as estruturas com baixa quantidade pixels interconectados. Só então, a lesão é reconstruída em seus valores iniciais de tons de cinza dentro da área segmentada para que se possa visualizar a lesão isoladamente (Figura 1 – c).

Da imagem segmentada foram extraídos 18 atributos de forma: área (A), perímetro (P), compactidade ($C=P^2/4\pi A$), irregularidade ($I=A/P^2$), momentos centrais normalizados [9], 0.2, 2.0, 1.1, 0.3, 3.0, 1.2 e 2.1, e os momentos invariantes de Hu [9], de 1 a 7. Da imagem reconstruída foram extraídos 16 atributos, sendo 14 atributos de textura e dois de intensidade. Os atributos de textura foram calculados a partir da teoria de *Haralick* [9] por meio das matrizes de correlação nas direções 0°, 45°, 90° e 135°. Já os atributos de intensidade são calculados analisando os valores de pixel na escala

de Hounsfield, na imagem reconstruída, são eles, intensidade média de pixel considerando toda a ROI e intensidade média de pixel correspondentes somente a lesão (área segmentada).

No total foram extraídos 34 atributos de todas as fatias que continham nódulo, totalizando 541 amostras, distribuídas em 265 amostras benignas, 181 amostras de adenocarcinoma e 95 amostras de carcinoma. A Figura 2 mostra a distribuições e quantidades de amostras utilizadas.

A seleção foi feita por meio de testes estatísticos que avaliam a diferença existente entre as classes, esses testes comparam a função densidade de probabilidade dos valores calculados em cada um dos atributos por classe e definem o grau de semelhança entre as distribuições de valores das classes, os testes escolhidos para a seleção foram: teste T de Student e o teste U de Mann-Whitney, sendo o primeiro um teste utilizado nos casos onde a distribuição de valores é normal (significância do teste de Kolmogorov-Smirnov maior que 0,05) e o segundo para distribuições diversas (significância do teste de Kolmogorov-Smirnov menor que 0,05). A significância () dos testes, T e U, calculada para cada atributo resultou em um ranking, em que, quanto menor o

(mais próximo de zero) maior a disparidade entre as classes, sendo assim, possivelmente, melhor é o atributo para diferenciar essas classes. O processo de seleção de atributos foi feito separadamente para cada uma das duas redes.

A classificação de nódulos foi feita utilizando duas RNA do tipo Backpropagation (BP), em configuração de cascata. A primeira rede classifica o nódulo quanto sua malignidade ou benignidade, caso o nódulo seja definido como maligno, a amostra é inserida na segunda rede, que, por sua vez, classifica o nódulo quanto ao tipo de câncer, definindo a amostra como adenocarcinoma ou carcinoma. As duas redes do tipo RNA-BP, suas configurações, as possíveis decisões de cada rede e a configuração em cascata estão demonstrados na Figura 3.

As redes RNA-BP foram desenvolvidas e treinadas em *MatLab* [8], ambas utilizando função de ativação *logsig* e em todas as camadas e função de treinamento *traingdx*. Foram testadas redes com uma e com duas camadas ocultas, sempre com camada de saída unitária, camada de entrada igual ao número de atributos selecionados e diversas quantidades de neurônios nas camadas intermediárias. No algoritmo cada configuração

de camadas intermediárias é treinada 100 vezes, sendo cada treinamento independente, com critérios de parada: valor máximo de 100000 épocas totais, mínimo de 0,001 para erro quadrático médio (EQM) do conjunto “treino”, gradiente mínimo de 0,00001 e número épocas consecutivas em que o EQM do conjunto de “validação” não reduziu (*Validation Check* – 100, 1000, 10000). As amostras foram separadas aleatoriamente em conjuntos conforme apresentado na Tabela 1. No entanto, o conjunto “treinamento” é subdividido em outros três como mostrado na Tabela 2.

Rede 1		
Conjuntos	Benigno	Maligno
Total	265	276
Teste de uso	53	55
Teste controle	36	45
Treinamento	176	176
Rede 2		
Conjuntos	Adeno.	Carcinoma
Total	181	95
Teste de uso	36	19
Teste controle	85	16
Treinamento	60	60

Tabela 1. Divisão das amostras.

Rede 1		
Conjuntos	Benigno	Maligno
Treinamento	176	176
Treino	123	123
Teste	26	26
Validação	27	27
Rede 2		
Conjuntos	Adenocar.	Carcinoma
Treinamento	60	60
Treino	42	42
Teste	9	9
Validação	9	9

Tabela 2. Divisão das amostras de treinamento.

Cada RNA-BP treinada é submetida à classificação de todas as amostras do seu conjunto de “teste controle” e os resultados são comparados a um gabarito. As redes com as maiores taxas de acerto no conjunto “teste controle” são posteriormente testadas no conjunto “teste de uso” verificando, então, a sua taxa de acerto (comparando o resultado a um gabarito). As redes do tipo 1 que tiveram as maiores taxas de acerto na classificação do conjunto de “teste de uso” são associadas em cascata com as redes do tipo 2 de melhor desempenho no seu conjunto de “teste de uso”, para

assim avaliar sua performance geral e definir qual a melhor configuração.

Resultados e Discussões

As redes de classificação de nódulos, em malignos ou benignos, que obtiveram os melhores resultados tiveram calculados os seguintes valores: sensibilidade, especificidade e área abaixo da curva ROC, como mostrado na Tabela 3. Uma vez que a letalidade do tumor pulmonar está associada à sua malignidade, é preferível possuir uma maior sensibilidade, mesmo que isso provoque uma menor especificidade. A RNA-BP, que classifica nódulos em malignos e benignos, selecionada para a configuração em cascata foi a 19-37-VC10.000 (marcada em cinza), contida na linha dois. A rede foi escolhida por possuir o maior valor de sensibilidade, alta especificidade e a maior área abaixo da curva ROC.

A rede 19-37-VC10.000 foi combinada com as melhores redes de classificação dos dois tipos de câncer (adenocarcinoma e carcinoma). Assim, foi possível calcular a sensibilidade e a especificidade de cada uma das classes, sendo a especificidade de adenocarcinoma equivalente a sensibilidade de carcinoma, e vice-versa. Também

foram calculadas as áreas abaixo da curva ROC para cada uma das redes, conforme a Tabela 4. A rede 34-61-67-VC1.000 (marcado em cinza) foi escolhida em detrimento das demais analisadas na Tabela 4, por possuir maior equilíbrio de detecção entre as classes, tendo, ao mesmo tempo, a maior sensibilidade de detecção de carcinomas e a segunda maior sensibilidade de detecção de adenocarcinomas, o que resultou em uma maior área abaixo da curva ROC.

	Sens.	Espec.	ROC
19-59-61 VC1.000	0,9455	0,7925	0,892
19-37 VC10.000	0,9455	0,8113	0,901
19-31-37 VC10.000	0,8545	0,8868	0,892
29-61-67 VC10.000	0,9273	0,8113	0,892

Tabela 3. Resultados de sensibilidade e especificidade das melhores redes em classificar nódulos em malignos e benignos.

	Sens. Ad.	Sens. Ca.	ROC
13-61-67 VC1.000	0,8824	0,5556	0,763
13-53-59 VC10.000	0,9412	0,6111	0,813
22-59-61 VC10.000	0,7647	0,8333	0,822
34-61-67 VC1.000	0,9118	0,8333	0,892

Tabela 4. Resultados de sensibilidade dos dois tipos de câncer das melhores redes de classificar adenocarcinomas e carcinomas.

Conclusões

Dentre todas as redes treinadas foi possível ter uma combinação satisfatória, em que, a probabilidade de um nódulo maligno não ser classificado corretamente fica abaixo de 6% e a probabilidade de acerto nos tumores adenocarcinoma e carcinoma é superior a 83%.

Referências

[1] American Cancer Society <http://www.cancer.org/cancer/lungcancer-non-smallcell/detailedguide/non-small-cell-lung-cancer-survival-rates>.

[2] Instituto Nacional do Câncer <http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/tiposdecancer/site/home/pulmao>.

- [3] CHOI, S. M., HEO, E. Y., LEE, J., PARK, Y. S. Characteristics of Benign Solitary Pulmonary Nodules Confirmed by Diagnostic Video-Assisted Thoracoscopic Surgery. *Clin Respir J* (2014). DOI: 10.1111/crj.12200
- [4] ABERLE, D. R., ADAMS, A. M., BERG, C. D. Reduced Lung-Cancer Mortality with Low-dose Computed Tomographic Screening. *N Engl J Med* (2011), 365:395–409. DOI: 10.1056/NEJMoa1102873
- [5] MOLONEY, F., RYAN, D., MCCARTHY, L. Increasing the accuracy of 18F-FDG PET/CT interpretation of “mildly positive” mediastinal nodes in the staging of non-small cell lung cancer. *Eur J Radiol* (2014), 83:843–847. DOI: 10.1016/j.ejrad.2014.01.016
- [6] SWENSEN, S. J., VIGGIANO, R. W., MIDTHUN, D. E. Lung nodule Enhancement at CT: multicenter study. *Radiology* (2000), 214: 73–80. DOI: 10.1148/radiology.214.1.r00ja1473
- [7] FRANCO, M. L. N., NUNES, L. M., FRONER, A. P. P., SILVA, A. M. M., PATROCINIO, A. C. Influence of ROI pattern on segmentation in lung lesions. *IFMBE Proceedings* (2015), 51. DOI: 10.1007/978-3-319-19387-8_51
- [8] Matlab: The Language of Technical Computing at. <http://www.mathworks.com/products/matlab/>
- [9] GONZALEZ, R. C. and WOODS, R. E. *Digital Image Processing*. Pearson, London, UK, 2008.

EFEITO IMEDIATO DA PRÁTICA MENTAL COM E SEM TERAPIA DO ESPELHO EM PACIENTE HEMIPARÉTICO PÓS ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO (AVE): RELATO DE CASO

Tamise Aguiar Caires

Academia de Fisioterapia
UFTM, Uberaba, Minas Gerais, Brasil
tamiseaguiar@hotmail.com

Luciane Aparecida Pascucci Sande de Souza

PhD
Departamento de Fisioterapia,
UFTM, Uberaba, Minas Gerais, Brasil
lusande@gmail.com

Rafael de Almeida Oliveira

Mestrando
Departamento de Fisioterapia, UFTM,
Uberaba, Minas Gerais, Brasil
fael.aoliveira@outlook.com

Luciane Fernanda Rodrigues Martinho Fernandes

PhD
Departamento de Fisioterapia, UFTM,
Uberaba, Minas Gerais, Brasil
lfrm@terra.com.br

Resumo

Introdução: O Acidente Vascular Encefálico (AVE) é causado por uma interrupção do suprimento sanguíneo do cérebro. 85% dos pacientes que sofrem AVE apresentam imediatamente acometimento motor, persistindo ou não como sequela nos sobreviventes. A Prática Mental (PM) e a Terapia do Espelho (TE), são formas de tratamento complementares para a reabilitação de sequelas causadas pelo AVE. **Objetivo:** Avaliar por meio da eletromiografia a atividade muscular do flexor ulnar do carpo (FUC) e extensor radial do carpo (ERC) durante aplicação da PM e PM associada a TE (PMTE), em um paciente com hemiparesia. **Metodologia:** Este estudo se caracteriza por um relato de caso, usando Fugl-Meyer, MIQ-RS e eletromiografia para análise do comprometimento motor, capacidade imaginativa e ativação muscular, respectivamente. **Resultados:** PM e a PMTE, sendo esta segunda ainda mais intensa, produziram uma

ativação menor que durante o MA, porém maior que o repouso, isso mostra os possíveis benefícios do uso da técnica nesta população, especialmente em situações de ausência de movimento ativo.

Palavras-chave: Acidente Vascular Encefálico, Prática Mental, Terapia do Espelho, Eletromiografia.

Introdução

O Acidente Vascular Encefálico (AVE) é ocasionado por uma interrupção do suprimento sanguíneo do cérebro, que pode ser causado pelo rompimento de um vaso, provocando o AVE hemorrágico ou por bloqueio de fluxo provocado por um coágulo causando o AVE isquêmico [1,2].

O quadro inicial do AVE é, na maioria das vezes caracterizado pela perda de força do membro acometido, diminuição do tônus muscular ou flacidez, onde os reflexos tendinosos também estão diminuídos. Esses déficits se dão por um acometimento da programação motora, podendo incluir um mau funcionamento do córtex motor, áreas pré-motoras, córtex parietal, gânglios da base e cerebelo. 85% dos pacientes que sofrem AVE apresentam imediatamente acometimento motor, persistindo ou não como seqüela nos sobreviventes.

A mais comum é a hemiparesia de membro superior [3,7,8].

A Prática Mental (PM) e a Terapia do Espelho (TE), são formas de tratamento complementares para a reabilitação de sequelas causadas pelo AVE [3,6]. Quando usadas em associação podem promover plasticidade neuronal de áreas motoras corticais lesadas, através da retroalimentação visual, que se caracteriza pela capacidade de ilusão que a TE causa quando o membro não afetado se move em frente ao espelho, promovendo um recrutamento do córtex pré-motor e sua reabilitação, por meio da forte conexão entre as informações visuais e as áreas pré-motoras [3,5,9,10].

O objetivo deste estudo é avaliar por meio da eletromiografia a atividade muscular do flexor ulnar do carpo (FUC) e extensor radial do carpo (ERC) durante aplicação da PM e PM associada a TE (PMTE), em um paciente com sequelas decorrente de AVE.

Metodologia

Este estudo se caracteriza por um relato de caso, aprovado pelo comitê de ética da Universidade Federal do Triângulo Mineiro; o voluntário assinou o termo de consentimento livre e esclarecido, que por sua vez se encaixou aos critérios da pesqui-

sa, sendo eles: idade superior a 18 anos; AVE com mais de 5 meses após o ictus, hemiparético, sem doenças associadas, capacidade imaginativa preservada e sem alterações cognitivas.

O estudo consistiu apenas uma avaliação inicial, para caracterizar o quadro motor do membro superior (MMSS) e capacidade imaginativa, sendo usada a escala Fugl Meyer (somente itens para MMSS) [11] e o Questionário de Visualização dos Movimentos (MIQ-RS) – Segunda versão revisada [4], respectivamente. Além disso, foi usado a eletromiográfica para análise da atividade muscular. Para sua aplicação usou-se o eletromiógrafo EMG System do Brasil®, passa-banda de 20 a 500 Hz, com rejeição de modo comum > 120 dB, impedância de entrada > 10MΩ e ganho de 100x no condicionador de sinais e de 20x no eletrodo bipolar passivo, totalizando 2000x. O sinal foi coletado em 2000 Hz, filtrado e retificado. Os eletrodos foram afixados aos músculos seguindo o protocolo de Perotto (2011) [8] com posterior confirmação por palpação e prova da função muscular específica proposta por McCreary, et al (2007).

O voluntário foi posicionado sentado de frente a uma mesa, com ombro a 0°, cotovelo a 90° e punho em neutro, foi realizada uma coleta em repouso e

em seguida as seguintes tarefas, compreendendo a flexão e extensão relativa do punho: 5 coletas de movimento ativo (MA); 5 durante a realização da PM; 5 durante a PMTE. Todas foram realizadas tanto do lado acometido, quanto do lado saudável.

Resultados

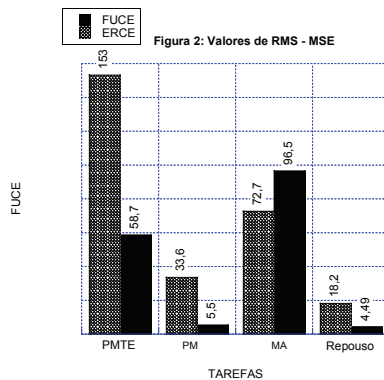
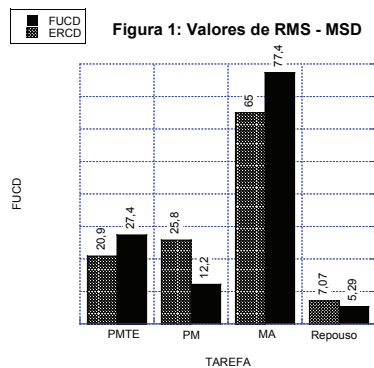
Voluntário do sexo masculino, 69 anos, tendo o lado direito como dominante, hemiparesia esquerda devido à AVE isquêmico, ocorrido há 8 meses.

Na Fugl-Meyer, apresentou pontuação igual a 55 pontos para função motora e 12 para exterocepção e sensibilidade proprioceptiva, sendo classificado como déficit sensório motor moderado, segundo SCALHA et al. (2011) [9]. Na MIQ-RS obteve 58 pontos, que segundo OLIVEIRA, et al. (2014) [6] caracteriza-se por capacidade imaginativa satisfatória.

Para análise dos dados foi usado os valores de RMS, mostrando o aumento do número de unidades motoras que foram ativadas durante a realização de cada tarefa.

A figura 1 mostra maior ativação muscular durante o movimento ativo, porém durante a realização das técnicas é possível notar uma ativação maior que o repouso. Porém, quando se compara as técnicas (PM e PMTE), nota-se maior ativação

durante a aplicação da PMTE. O mesmo pode ser visualizado no figura 2.



Conclui-se com isso que a PM e a PMTE (sendo esta segunda ainda mais intensa) produziram uma ativação menor que durante o MA, porém maior que o repouso, isso mostra os possíveis benefícios do uso da técnica nesta população, especialmente em situações de ausência de movimento ativo.

Referências

- [1] ANDRADE, T.G.; ASA, S.K.P. Prática mental para pacientes com sequelas motoras pós acidente vascular cerebral. *Revista de Neurociências*, v.19, n.3, p.542-550, 2011.
- [2] GARRITANO, C. R. et al. Análise da tendência da mortalidade por Acidente Vascular Cerebral no Brasil no século XXI. *Arq Brasileiro de Cardiologia*, v.98, n.6, p.519-527, 2012.
- [3] GASPAR, B.E.G; HOTTA, T.H; SOUZA, L.A.P.S. Prática mental na reabilitação de membro superior após acidente vascular encefálico-casos clínicos. *ConScientiae Saúde*, v.10, n.2, 2011.
- [4] GREGG, M.; HALL, C.; BUTLER, A. The MIQ-RS: A suitable option for examining movement imagery ability. *Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine*, v. 7, n. 2, p. 249-257, 2010.
- [5] LAMONT, K.; CHIN, M.; KOGAN, M. Mirror box therapy – seeing is believing. *Revista Elsevier Inc.* v.7, n.6, p.369-372, 2011.
- [6] OLIVEIRA, R. A. et al. Mental Practice and Mirror Therapy Associated with Conventional Physical Therapy Training on the Hemiparetic Upper Limb in Poststroke Rehabilitation: A Preliminary Study. *Topics in stroke rehabilitation/nov-dec 2014*.

- [7] PADOVANI, C. et al. Aplicação das escalas Fugl-Meyer Assessment (FMA) e Wolf Motor Function Test (WMFT) na recuperação funcional do membro superior em pacientes pós-accidente vascular encefálico crônico: revisão de literatura. *Acta Fisiátrica*, v.20, n.1, p.42-49, 2013.
- [8] PEROTTO, A. O. *Anatomical guide for electromyographer: the limbs and trunk*/by Delagi EF, Perotto AO, Phyllis B. Hammond, Aldo O. Perotto, wnd Hgh Thomas. -5th ed./ by Aldo O. Perotto. Springfield: CHARLES C THOMAS. PUBLISHER, LTD, 2011 p.54-58.
- [9] RAMACHANDRANH, V. S.; ROGERS-RAMACHANDRAN D. Synaesthesia in phantom limbs induced with mirrors. *The Royal Society*, p.377-386, 1996.
- [10] SANT'ANNA, L. F.; GUIDA, S.; SILVA, J. G. Informações somatossensoriais nos processos da prática mental na fisioterapia neurofuncional: estudo de revisão. *Revista de Neurociências*. Rio de Janeiro, v.22, n.1, p.95-101, 2014.
- [11] SCALHA, Thais Botossi; MIYASAKI, Erica; LIMA, Núbia Maria Freire Vieira and BORGES, Guilherme. Correlations between motor and sensory functions in upper limb chronic hemiparetics after stroke. *Arq. Neuro-Psiquiatr.* [online]. 2011, vol.69, n.4, pp. 624-629. ISSN 0004-282X.

POTENCIAIS CORTICAIS RELACIONADOS À APRENDIZAGEM MOTORA

Alcimar Barbosa Soares

Laboratório de Engenharia Biomédica,
Universidade Federal de Uberlândia - UFU
alcimar.soares@gmail.com

Maristella Borges Silva

Laboratório de Engenharia Biomédica,
Universidade Federal de Uberlândia - UFU
maristellaborges@gmail.com

Dhainner Rocha Macedo

Laboratório de Engenharia Biomédica,
Universidade Federal de Uberlândia - UFU
dhainner1@yahoo.com.br

Mariana Cardoso Melo

Laboratório de Engenharia Biomédica,
Universidade Federal de Uberlândia - UFU
mari.ufu@gmail.com

Resumo

Aprendizagem motora é um aspecto do controle motor relacionado à aquisição de uma nova ação

ou movimento que será retido na memória. O aprendizado de uma habilidade motora tem sido avaliado por medidas de desempenho motor e não pela investigação do processo cortical envolvido. A eletroencefalografia (EEG) tem sido utilizada como ferramenta para entendimento desse processo. Potenciais corticais relacionados ao movimento (Movement-related Cortical Potentials – MRCPs) representam o aumento da atividade eletroencefalográfica de áreas motoras segundos antes da produção de movimento voluntário e refletem as mudanças corticais envolvidas no planejamento motor e preparação para a execução dos movimentos. Assim, vários estudos tem utilizado essa técnica para a investigação do processo envolvido na aprendizagem de habilidade motora.

Palavras-chave: Eletroencefalografia, Aprendizagem motora, Planejamento motor

Introdução

Aprendizagem motora é um processo complexo associado à aquisição de uma nova habilidade

que será retida na memória [1]. Por estar relacionada à uma modificação no comportamento motor do indivíduo, a aprendizagem da habilidade motora é, geralmente, mensurada com base na observação de desempenho da tarefa [2]. No entanto, somente essas avaliações não esclarecem os processos corticais envolvidos no aprendizado motor uma vez que várias áreas motoras e de memória estão envolvidas e mudanças na atividade cortical tem sido relatadas.

O córtex motor é modificado durante a aquisição de novas habilidades motoras de tal forma que os músculos e os movimentos engajados na atividade passam a ser representados por maior território cortical. Essas mudanças funcionais na topografia cortical são também acompanhadas por alterações anatômicas, como aumento do número de sinapses e na regulação de neurotransmissores [3].

Nesse sentido, técnicas tem sido utilizadas para a investigação dos processos corticais envolvidos, tais como Ressonância Magnética Funcional para estudo da dependência de nível do oxigênio no sangue [4] e EEG para identificação de MRCPs. Este destaca-se pela viabilidade e baixo custo comparado a outros métodos. Assim, objetiva-se

conhecer os potenciais corticais relacionados ao movimento e suas aplicações para a avaliação da aprendizagem de habilidade motora.

Movement-Related Cortical Potential (MRCP)

MRCP foi descrito em 1964 por Kornhuber e Deecke como potenciais cerebrais pré e pós movimento voluntário [5].

MRCP pré-movimento é um sinal eletrofisiológico que reflete os processos corticais envolvidos no planejamento e preparação para a execução de movimentos voluntários [6]. É caracterizado por uma onda negativa de baixa frequência (0-5Hz) que ocorre em áreas motoras corticais segundos antes da produção de movimento voluntário. Para a captação desses potenciais, os eletrodos EEG tem sido posicionados basicamente nas regiões Cz, C3 e C4, podendo ocorrer variações entre estudos.

O MRCP pode ser subdividido em componentes, conforme a figura 1.

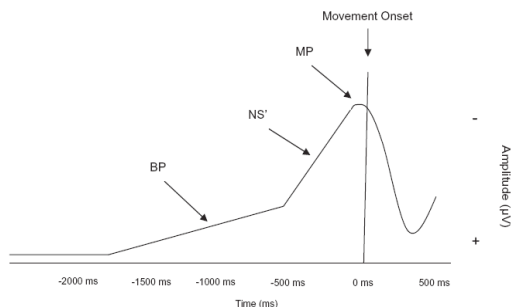


Figura 1. Representação do MRCP e seus componentes BP (*Bereitschaftspotential*), NS (*Negative Slope*) e MP (*Motor Potential*).

Componentes pré-movimento do MRCP [6]

- **Bereitschaftspotential (BP):** é um potencial cortical negativo que ocorre cerca de 1,5 a 2 segundos antes do início do movimento. A sua captação é máxima no eletrodo Cz, sobre a área motora suplementar.
- **Negative Slope (NS):** é caracterizado por uma ascensão íngreme que ocorre cerca de 400ms antes do início do movimento.
- **Motor Potential (MP):** ocorre imediatamente antes do início do movimento e pode ser caracterizado por um pico negativo.

Aplicações do MRCP para a aprendizagem motora

Os principais parâmetros das ondas do MRCP a serem analisados são amplitude da negatividade e tempo de início. A amplitude representa a energia ou esforço requerida para planejar a execução do movimento. O tempo de início refere-se ao tempo gasto para planejar e preparar o movimento. Dessa forma, alguns estudos analisaram esses parâmetros do MRCP em trabalhos com abordagem longitudinal na qual o voluntário é examinado em várias ocasiões ao longo do processo de aprendizagem de uma tarefa específica e outros estudos com abordagem transversal em que são comparados voluntários de diferentes níveis de uma mesma habilidade motora (experientes versus amadores).

Lang e colaboradores (1992) realizaram um estudo longitudinal em que os voluntários foram treinados para realizar uma sequência repetitiva de movimento de flexão e extensão de dedos e mão durante 20 segundos. Praticou-se cerca de 90 repetições da tarefa e ao comparar os MRCPs das primeiras repetições com os das últimas, observou-se que houve diminuição da amplitude dos potenciais corticais nas regiões dos eletrodos C3,

C4 e Cz após o treino. Esses resultados indicaram que o esforço requerido para planejar a tarefa é reduzido a medida que o voluntário fica experiente. Esses achados estão em conformidade com outros estudos longitudinais que realizaram diferentes tarefas para verificar o aprendizado de uma habilidade motora [7].

Da mesma forma, vários estudos com abordagem transversal, que fizeram comparações entre atletas e indivíduos sem experiência na execução de determinada tarefa esportiva, verificaram que as amplitudes dos componentes MRCPs foram menores para o grupo profissional quando comparadas ao grupo controle. Além disso, em alguns estudos observou-se que houve diferença do tempo de início do MRCP entre os grupos, sendo menor (mais próximo ao início do movimento) para o grupo experiente, o que indica necessidade de um menor tempo para preparar para o movimento [2].

Wright e colaboradores (2012) compararam as diferenças no MRCP de guitarristas experientes e não músicos usando várias repetições de uma tarefa real de tocar guitarra. Observou-se diferenças de amplitude e tempo de início do MRCP indicando que os músicos experientes requerem

um menor nível de esforço durante a fase de preparação motora da tarefa [8].

Implicações

O emprego do EEG para identificação dos MRCPs pode ser uma ferramenta bastante útil para investigação da eficácia de novas estratégias empregadas para proporcionar ou potencializar a aprendizagem motora. Além disso, pode ser aplicado para diferentes fins na área de engenharia biomédica, por exemplo, para verificação da aprendizagem do usuário durante a utilização de interfaces cérebro-máquina.

Agradecimentos

À CAPES, FAPEMIG e CNPQ pelo suporte financeiro.

Referências

- [1] SCHMIDT, R.A., LEE, T.D. Motor Control and learning: A behavioral emphasis. Human Kinetics, Champaign, IL, USA, 2005.
- [2] WRIGHT, D.J., HOLMES, P.S., SMITH, D. Using the Movement-Related Cortical Potential to Study Motor Skill Learning. *Journal of Motor Behavior* 43, 3 (2011), 193-201.
- [3] NUDO, R.J., PLAUTZ, E.J., Frost, S.B. Role of adaptive plasticity in recovery of function after damage to motor cortex. *Muscle & nerve* 24 (2001), 1000-1019.

- [4] FAUVEL, B., GROUSSARD, M., CHÉTELAT, G., et al. Morphological brain plasticity induced by musical expertise is accompanied by modulation of functional connectivity at rest. *Neuroimage* 90 (2014), 179-188.
- [5] KORNHUBER, H.H.; DEECKE, L. Hirnpotentialänderungen bei Willkürbewegungen und passiven Bewegungen des Menschen: Bereitschaftspotential und reafferente Potentiale. *Pflügers Arch* 284 (1965), 1–17.
- [6] SHIBASAKI, H.; HALLETT, M. What is the Bereitschaftspotential? *Clin Neurophysiol* 117, 11 (2006) 2341-56.
- [7] LANG, W., BEISTEINER, R., LINDINGER, G., DEECKE, L. Changes of cortical activity when executing learned motor sequences. *Experimental Brain Research* 89 (1992), 435-440.
- [8] WRIGHT, D.J., HOLMES, P.S., DI RUSSO, F., LOPORTO, M., SMITH, D. Differences in cortical activity related to motor planning between experienced guitarists and non-musicians during guitar playing. *Human Movement Science* 31 (2012), 567-577.

BANCO DE IMAGENS MAMOGRÁFICAS

Veronica de Lima Gonçalves

Universidade Federal de Uberlândia

veronica_lg@hotmail.com

Ana Cláudia Patrocínio

Universidade Federal de Uberlândia

ana.patrocinio@gmail.com

Abstract

This article presents the main features of mammographic images databases specifying the number of images, contrast resolution, spatial resolution and maintenance plan and updating the data. The databases assist in increasing resources in the diagnosis and better study of the breast, being used for research, but also to medical practice (study environment). Mammographic image databases can be public or restricted to some individual groups. May be available, preferably through the Internet. Currently, the bases used by most developers are: MIAS, DDSM, LLNL and CALMa.

Keywords: Database; mammography; BI-RADs.

Resumo

Este artigo apresenta as principais características dos bancos de dados de imagens mamográficas especificando a quantidade de imagens, resolução de contraste, resolução espacial e manutenção e atualização dos dados. As bases de dados auxiliam no aumento dos recursos no diagnóstico e melhores estudo da mama, sendo utilizada para investigação, mas também para a prática médica (ambiente de estudo). As bases de dados de imagem mamográficas podem ser públicas ou restritas a alguns grupos individuais. Podendo estar disponível, preferencialmente através da Internet. Atualmente, as bases mais utilizadas por desenvolvedores são: MIAS, DDSM, LLNL e CALMa.

Palavras-chave: Banco de dados; mamografia; BI-RADs

Introdução

Segundo o Instituto Nacional de Câncer (INCA), o câncer de mama é o segundo câncer mais co-

num no mundo. Sendo responsável por cerca de 13.345 mortes em 2011, sendo 120 homens e 13.225 mulheres. Se corretamente diagnosticado e tratado em seus estágios iniciais o prognóstico é relativamente bom. O câncer de mama geralmente é encontrado em mulheres de mais do que 35 anos, apesar de raros casos acontecerem antes.

A mamografia é atualmente considerado o melhor método de imagem para o rastreamento do câncer de mama, é a ferramenta mais eficaz para a detecção precoce desta doença. Os exames mamográficos são realizados em mulheres assintomáticas com o intuito de detectar lesões precoces, clinicamente insuspeitas. A mama é visualizada em duas vistas: vista crânio caudal (CC) e vista médio-lateral oblíqua (MLO) (Figura1).

Uma ampla variedade de dados é armazenada e coletada de diversas fontes de informação. Um banco de imagens médicas pode ser utilizado de várias maneiras. A grande maioria dos hospitais tem seus arquivos físicos associados a sistemas computacionais para facilitar o processo de arquivamento e localização das informações.

Para uma base de imagens mamográficas é necessário que contenha os laudos radiológicos e

quando possível acompanhamento em futuros exames e /ou confirmação por biópsia.

Os bancos de dados mamográficas deve levar em consideração alguns requisitos. Deve-se realizar uma seleção de casos, no banco de dados deve incluir imagens com seios normais e seios com tipos de densidades diferentes. Informações adicionais sobre a densidade da mama (ACR) e a classificação BI-RADS são obrigatórias.

Objetivos

O objetivo deste artigo é analisar os bancos de dados de imagens mamográficas, especificando suas características, como: classificação BI-RADS, quantidade de imagens, resolução de contraste, resolução espacial.

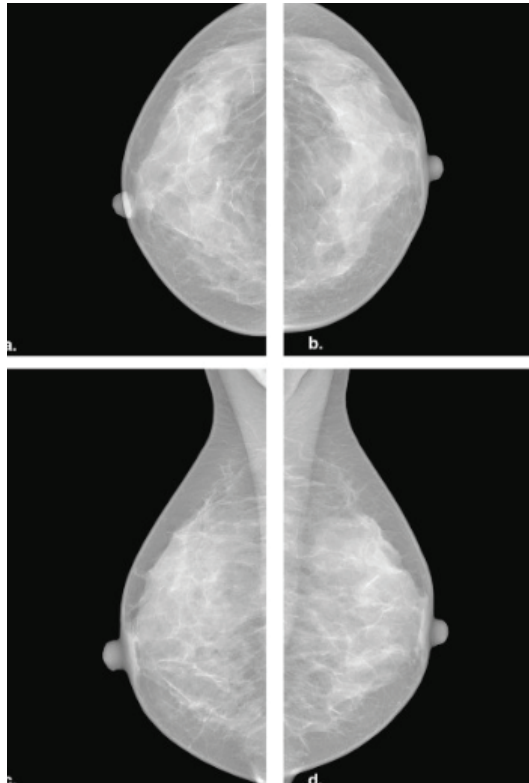


Figura 1. Exemplo de Mamografia (a) vista craniocaudal (CC) lado direito (b) CC lado esquerdo (c) vista médio lateral oblíqua (MLO) direito (d) MLO lado esquerdo.

Banco de Dados Disponíveis

As bases de dados de imagem mamográfica podem ser públicas ou restritas a alguns grupos individuais. Podendo estar disponível, preferencialmente através da Internet. Atualmente, as bases mais utilizadas por desenvolvedores são: MIAS, DDSM, LLNL e CALMa.

Mammographic Image Analysis Society Digital Mammogram Database (MIAS)

Apesar de ser o mais antigo banco de dados disponível, ainda é amplamente usado na literatura. Esta é uma pequena base, consiste em 320 imagens de 8 bits (256 níveis de cinza) e 0.050 mm de resolução espacial, as imagens apresentam vista média lateral oblíqua digitalizada.

As imagens nesta base estão estruturadas em uma única pasta de dados com arquivos de texto explicando o laudo e a posição dos achados. Não existe nenhum sistema de busca, classificação BI-RADS ou qualquer outra ferramenta para auxílio ao desenvolvedor. Contém informações sobre a densidade da mama, mas não são classificados de acordo com as normas do ACR.

Digital Database for Screening Mammography (DDSM)

A Digital Database for Screening Mammography (DDSM) é um recurso para uso pela comunidade de pesquisa de análise de imagens mamográficas. O objetivo principal do banco de dados é facilitar a pesquisa no desenvolvimento de algoritmos de computador para ajudar na triagem. O banco de dados contém cerca de 2.500 estudos e conteúdo mais de 10.000 imagens, sendo a maior base de dados do momento. Cada estudo inclui duas imagens de cada mama, juntamente com algumas informações do paciente associado (idade na época do estudo, ACR classificação densidade da mama, descrição ACR e informações de imagem).

O Banco de Dados Digital para a seleção de mamografia está organizado em “casos” e “volumes.” Um “caso” é uma coleção de imagens e informações que corresponde a um exame de mamografia de um paciente. Um “volume” é simplesmente uma coleção de casos coletados juntos para fins de facilidade de distribuição. Contém informações BI-RADS, A mama é visualizada em duas vistas diferentes: visão crânio caudal (CC) e a visão média lateral oblíqua (MLO). As imagens são de 12 ou 16 BITS.

The BancoWeb LAPIMO Database

Um banco de dados mais recente é o banco de dados BancoWeb LAPIMO. Após o registro, os usuários podem ter acesso e contribuir para o banco de dados no <http://lapimo.sel.eesc.usp.br/bancoweb/>. São 320 casos, com 1.473 imagens médias lateral oblíqua e crânio caudal. Informações do paciente fundo junto com anotações BI-RADS estão disponíveis.

As imagens do BancoWeb foram digitalizadas em um dos digitalizados a, LASER Lumiscan 50 (976 imagens com 3500 níveis de cinza e 0.1500 mm de resolução espacial), e Lumiscan 75 (460 imagens com 3800 níveis de cinza e 0.075 mm de resolução espacial).

LLNJIUCSF (Lawrence Livermore National Laboratories/ University of California at Sao Francisco)

É uma base paga contendo 198 imagens de 12 bits de resolução de contraste e 0.035mm de resolução espacial, estas são as melhores imagens disponíveis online: (<http://marathon.csee.usf.edu/Mammography/OtherResources.html>). As imagens incluem um conjunto de casos variando de normais, normais com dificuldade (mama densa,

implantes ou tecido assimétrico), microcalcificações malignas. Todas as imagens incluem resultados de biópsia ou de pelo menos, três anos de acompanhamento posterior à obtenção da primeira imagem.

CALMa (Computer-Assisted Library for Mammography)

É uma base privada contendo 3000 imagens, as imagens são de 12 bits de resolução de contraste e 0.085 mm de resolução espacial. O projeto CALMa foi criada em 1997 com o intuito de criar uma base italiana de imagens e um esquema CAD para detecção de microcalcificações e massas. Seu uso é exclusivo das Universidades associadas a este projeto, não permitindo o acesso de nenhum desenvolvedor público.

Resultados

Das bases avaliadas, existem três publicas (MIAS, DDSM e Banco Web), uma paga (UCSF) e uma restrita a pesquisadores e hospitais associados (CALMa). A base UCSF cobra U\$100 para custos de produção, pois são oferecidas em forma física composta por 12 CDs.

A base UCSF não pretende atualizar seu sistema, mas por ser produto comercial tem oferecido assistência. O projeto CALMa permanece ativo, apesar de ter modificado seu nome para MAGIC-5.

Das bases analisadas, a única a apresentar imagens com menos de 12 bits de resolução de contraste é MIAS, que é a mais antiga entre as analisadas. Porém, apresenta uma resolução espacial de 0,050 mm, superior, por exemplo, à BancoWeb. A base DDSM é a única a apresentar imagens de 16 Bits (65.536 tons de cinza). A resolução também é a melhor das bases públicas analisadas, variando de 0.050 mm até 0, 042 mm. A base UCSF apresenta a melhor resolução de todas as bases, de 0.035 mm, sendo uma grande vantagem em relação às existentes (Tabela1).

Conclusões

Os bancos de dados digitalizados, os avanços tecnológicos em dispositivos e aquisição de imagem para radiologia, juntamente com o desenvolvimento do FFDM, são de extrema importância na detecção do câncer de mama. Com estas bases de dados, o intuito é melhorar os recursos no diagnóstico e nos estudos do câncer de mama. Um banco de dados atualizado pode ser utilizado

não só para investigação, mas para prática médica (ambiente de estudo).

O desenvolvimento de um banco de dados é um trabalho contínuo, ampliando sempre o número e

variabilidade de casos, e ao mesmo tempo, melhorar a qualidade das imagens, anotações e especificações de cada caso.

	MIAS	DDSM	UCSF/LLNL	CALMa	BancoWeb
Quantidade de Imagens	320	10.480	198	3000	1473
Acesso aos arquivos	Livre	Livre	Pago	Fechada	Livre após cadastro
Resolução de Contraste (bits/pixel)	8	12 e 16	12	12	12
Resolução espacial (mm)	0.050	0.050 0.042	0.035	0.085	0.075 0.150
Manutenção e atualização	Não	Não	Sim	Sim	Sim

Tabela 1. Resultados Comparativos.

Referências

[1] Mammographic Image Analysis Society Digital Mammogram Database (MIAS), The BancoWeb LAPIMO Database

[2] LLNJ/UCSF (Lawrence Livermore National Laboratories/ University of California at Sao Fransisco) Digital Database for Screening Mammography (DDSM) Instituto Nacional de Câncer

[3] Inês C. MOREIRA, MSc student, Igor Amaral, MSc, Inês Domingues, MSc, Antonio Cardoso, MD, Maria João Cardoso, PhD, Jaime S. Cardoso, PhD. Toward a Full-field Digital Mammographic Database (2011).

AQUISIÇÃO DE SINAL ELETROMIOGRÁFICO E APLICAÇÃO EM COMUNICAÇÃO ALTERNATIVA

Thiago Braga Rodrigues

856 Beacon St.
Boston, MA 02215 USA
thiago@wayne.edu

Matheus F. Goncalves Coelho

11800 UNF Drive.
Jacksonville, FL 32224 USA
n00976565@ospreys.unf.edu

Marcus Vinicius S. Silva

Jamil Tannus, 564, Lídice
Uberlândia, MG 38400 BR
marcus.ufu@hotmail.com

Abstract

This work shows the development of a system for the acquisition and transmission of electrical signals from muscle. The muscle signal is acquired through surface electrodes. An analog circuit is responsible to amplify and adjust the input signal. The output from the analog circuit is converted to a digital form using a microcontroller.

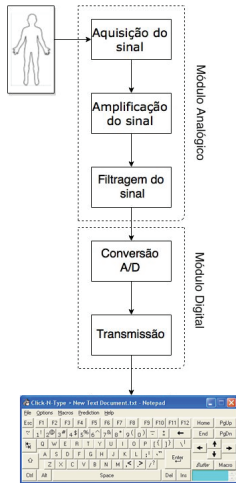
The digital signal is processed and the results are used to control a virtual keyboard by a human-machine interface.

Palavras-chave: EMG, eletromiografia, filtros, amplificação, instrumentação biomédica, comunicação alternativa.

Introdução

Os músculos possuem um papel importante em todo o processo de movimento do corpo desde a constrição dos vasos sanguíneos, manutenção do corpo em posição ereta, movimentos peristálticos, entre outros. Podem-se dividir os músculos em dois grupos: estriados e lisos. Os músculos estriados apresentam estriações em suas fibras e podem ser classificados em esqueléticos e cardíacos. Os músculos esqueléticos são formados por até milhares de fibras. Um conjunto de fibras musculares inervadas por ramificações de uma mesma fibra nervosa motora é chamado de Unidade Motora. Existem numerosas unidades motoras num mesmo músculo. À medida que se

Diagrama de blocos de sistema



aumenta a intensidade dos estímulos numa determinada área motora do sistema nervoso central, mais intenso se tornam as contrações. Nesse caso, um número cada vez maior de unidades motoras é utilizado, chamada somação de Unidades Motoras [1].

Outro fator importante que interfere na força de contração de um determinado músculo esquelético é a frequência dos potenciais de ação que se dirigem às terminações axônicas que se ligam às suas placas motoras. Quanto maior a frequência de tais impulsos nervosos, maior é a quantidade de mediadores químicos (acetilcolina) liberados na placa motora muscular, e com isso maior será a estimulação da mesma. Além disso, as repetidas e rápidas contrações musculares se somam umas às outras e, numa alta frequência, vão aumentando o estado contrátil das fibras musculares. Os sinais bioelétricos retratam diferentes acontecimentos nas células geradoras. Estas podem ser de vários tipos, dentre elas as células nervosas e musculares. Os efeitos acumulados de todas as células ativadas em uma vizinhança produzem um campo elétrico que se propaga pelos vários tecidos condutores do corpo. A atividade de uma rede neural ou de um músculo pode,

portanto, ser medida através de eletrodos posicionados, por exemplo, sobre a pele [1].

Eletromiografia (EMG)

Sinais biológicos, tais como sinais cardíacos, sinais neurológicos e sinais musculares são registros elétricos, químicos ou mecânicos que podem ser medidos e analisados por um sistema de aquisição e condicionamento. O sinal muscular, ou sinal mioelétrico, pode ser medido por meio do fenômeno da bioeletricidade. A bioeletricidade tem sua origem na diferença de potencial elétrico entre o lado interno e externo da membrana celular [2]. Existem dois tipos de eletromiografia: a eletromiografia de superfície que utiliza eletrodos de superfície para aquisição do sinal e a de profundidade que utiliza eletrodos de agulha em contato direto com o tecido muscular. O primeiro tipo de eletromiografia é amplamente mais utilizado por se tratar de um método não invasivo. O sinal muscular quando medido com eletrodos de superfície apresenta amplitudes de até no máximo 5mV, podendo chegar até 10mV com eletrodos invasivos [2]. A banda de frequência do sinal muscular se encontra, geralmente, entre 0Hz e 1kHz [2]. Nesse projeto foi utilizado a banda de

Ganhos e frequências de corte

Primeiro estágio de amplificação: O ganho do amplificador de instrumentação INA121 no primeiro estágio é calculado através da seguinte expressão:

$$G_{INA121} = \frac{50\text{k}\Omega}{5.6\text{k}\Omega} + 1 = 9.92$$

Filtro passa-alta: Após o ganho do INA121, há um filtro passa alta. A frequência de corte pode ser calculada através da expressão:

$$F_c = \frac{1}{2\pi \cdot 1\mu\text{F} \cdot 1.5\text{M}\Omega} = 0,1 \text{ Hz}$$

Segundo Estágio de amplificação:

Após o filtro passa alta, haverá outro ganho com o AO MCP601, tendo um ganho de 10 vezes o valor do sinal demonstrado abaixo:

$$G_{MCP601} = \frac{100\text{k}\Omega}{10\text{k}\Omega} = 10$$

frequência de 0,1Hz à 590Hz. A aquisição do sinal muscular pode ser realizada utilizando-se três eletrodos, sendo um de referência. O sinal mioelétrico representa a corrente gerada pelo fluxo iônico que se propaga através das fibras musculares até alcançar o entorno de um eletrodo que captura seu sinal. Muitos fatores podem intervir na qualidade da detecção de um sinal mioelétrico, tais como tipo de eletrodo (invasivo ou não invasivo), orientação das fibras musculares, músculo de interesse, duração da contração muscular, etc. A amplitude de tensão elétrica do sinal pode chegar a 10mV (na eletromiografia invasiva) dependendo do músculo em estudo, entretanto na maior parte das aplicações essa amplitude permanece em torno de 5mV [3].

Comunicação Alternativa

Uma das áreas da tecnologia assistiva se destina especificamente à ampliação de habilidades de comunicação, sendo denominada Comunicação Alternativa e Aumentativa (CAA). A comunicação alternativa destina-se a pessoas sem fala ou sem escrita funcional ou em defasagem entre sua necessidade comunicativa e sua habilidade de falar e/ou escrever [7]. Com o objetivo de ampliar ainda

mais o repertório comunicativo que envolve habilidades de expressão e compreensão, são organizados e construídos auxílios externos como cartões de comunicação, pranchas de comunicação, pranchas alfabéticas e de palavras, vocalizadores ou o próprio computador. Por meio de software específico, esses auxílios podem tornar-se ferramentas poderosas de voz e comunicação. Os recursos de comunicação de cada pessoa são construídos de forma totalmente personalizada e levam em consideração várias características que atendem às necessidades deste usuário. Nesse projeto a Comunicação Alternativa foi utilizada em um controle de uma prancha de varredura automática utilizando o sinal EMG como ativador de um click de um mouse. Essa proposta é capaz de realizar a comunicação de uma pessoa sem auxílio direto de um mouse ou botão. O Sinal EMG pode ser obtido de vários tipos de músculos, o que facilita a utilização dependendo do nível de debilitação do usuário.

O objetivo principal desse trabalho é o detalhar o desenvolvimento de um sistema de aquisição de sinal muscular utilizando microcontrolador e interface gráfica, permitindo o processamento e análise do sinal. O objetivo secundário é demonstrar a

Filtro passa-baixa: Neste estágio encontra-se um filtro ativo passa-baixa de 2ª ordem butterworth utilizando frequência de corte de 590Hz calculado abaixo:

$$F_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{27k\Omega \cdot 27k\Omega \cdot 10nF \cdot 10nF}} = 590 \text{ Hz}$$

Terceiro Estágio de amplificação: No último estágio encontra-se outro MCP601 com ganho de 10 vezes similar ao segundo estágio.

utilização de um hardware e aplicação em comunicação alternativa por meio de um teclado virtual.

Materiais e Métodos

Escolha dos sensores – Foram escolhidos eletrodos de superfície pela facilidade na utilização e pelo fato de não invasão. Além do mais, foram utilizados cabos blindados para evitar interferências externas que pudessem alterar o sinal captado.

Hardware - Nessa etapa foi definido o circuito que realiza o condicionamento analógico do sinal que compreende a amplificação, filtragem e preparação do sinal para análise. Para a captação do sinal foram utilizados três eletrodos de dois tipos: sendo dois eletrodos de aquisição, colocados sobre o músculo esquelético de interesse e o eletrodo de referência, colocado em uma parte do corpo sem atividade muscular. O eletrodo de referência foi colocado no mesmo plano de terra do circuito de aquisição de sinal.

- **Filtros** - Dois filtros passa-alta passivos com frequência de corte 0,19 Hz foram utilizados para retirar o nível DC do sinal após o ganho de cada AO. Como cada AO possui um valor de offset, um nível DC **é gerado após cada estágio de amplificação**. Por isso é neces-

sário a utilização de filtros para retirar a tensão contínua, que pode deslocar o sinal para um valor indesejado. Outro filtro utilizado, foi o filtro passa-baixa ativo de segunda ordem, com frequência de corte 590Hz. Com isso, a banda de frequência utilizada no projeto é de 0,1Hz à 590Hz.

- **Amplificadores** - Primeiro estágio do ganho foi utilizado o amplificador de instrumentação INA121, com ganho previsto de 10[5]. Segundo e terceiro estágios foram utilizados amplificadores operacionais (AO) MCP601 com ganhos de 10 e 10 respectivamente [6]. Resultando em um ganho total aproximado de 1000.

Conversão A/D - A próxima etapa do circuito consiste na passagem do sinal pelo conversor A/D o qual deve ser capaz de gerar uma representação digital a partir de uma grandeza analógica interfaceando o sistema analógico com o microcontrolador. Foi utilizado o microcontrolador Arduino Mega que possui o chip ATmega16U2. Este possui um conversor de bordo de 6 canais analógico para-digital (A/D). O conversor tem uma resolução de 10 bits, retornando números inteiros de 0 a 1024 [4].

Software - O software do projeto foi desenvolvido em Java por intermédio da plataforma *Proces-*

sing, que é uma linguagem de programação de código aberto e um ambiente de desenvolvimento [8]. Por meio da comunicação serial do Arduino o sinal é processado. Através desse software foi definido um valor de ativação do evento de clique de mouse quando existir contração muscular.

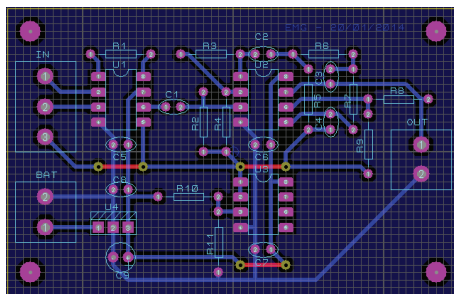


Figura 1 - Layout do circuito impresso.

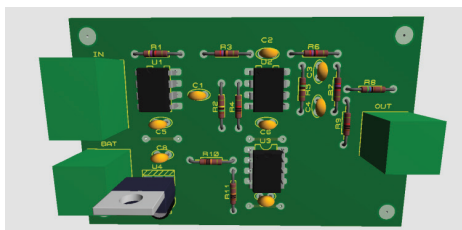


Figura 2 - Layout da placa 3D.

Prancha Click-N-Type - O Click-N-Type é um teclado com interface gráfica projetada para oferecer acessibilidade de digitação para computador a qualquer pessoa com uma deficiência que a impeça de digitar em um teclado comum. Esse software é de fácil instalação e requer apenas um mouse para utilização [9]. Foi utilizado o teclado para seleção do caractere e digitação em um editor de texto utilizando o modo de varredura e reconhecimento de palavras, o que facilita ainda mais a utilização. Assim, o sinal EMG emitido pelo usuário por meio da contração muscular e captado pelo hardware desenvolvido é utilizado como clique do mouse para seleção do caractere desejado.

Resultados

Foram realizados todos os passos descritos acima, além de simulação do hardware e software, pesquisa do processamento do sinal, montagem do circuito de tratamento de sinal e programação do software e aplicação. Através do programa ARES do software Proteus, foi feito o *layout* do circuito impresso mostrado na Figura 1. Além disso, foi realizada uma projeção da placa em 3D assim como mostrado na Figura 2. O projeto

se mostrou uma boa ferramenta e de fácil aplicação, que pode ser utilizada para fins de comunicação alternativa e aumentativa auxiliando pacientes com problemas de comunicação ou comunicação limitada.

Conclusões

O hardware desenvolvido foi eficaz na sua atuação, realizando a amplificação, filtragem e preparação do sinal para análise. O total funcionamento do conversor A/D por meio do microcontrolador Arduino Mega foi fundamental para a análise e aplicação do sinal como uma comunicação alternativa. Comunicação esta, que utiliza o EMG para realizar o clique do mouse. Através do software desenvolvido em Java por intermédio da plataforma Processing, pode-se visualizar o sinal captado, o software foi totalmente eficaz e através dele foi possível visualizar o sinal e analisá-lo.

Agradecimentos

Agradecemos ao Prof. Dr. Eduardo Lazaro Martins Naves pela inspiração e orientação durante o

desenvolvimento deste projeto. Ao monitor Daniel Teodoro Gonçalves Mariano pelo apoio e auxílio no desenvolvimento do hardware e ao Laboratório de Engenharia Biomédica – BIOLAB, pelo fornecimento dos equipamentos e espaço físico.

Referências

- [1] GUYTON & HALL, "Tratado de Fisiologia Médica" 11ª Ed. Vol. 1.
- [2] WEBSTER J G (1998) Medical instrumentation– application and design. Houghton Mifflin, Boston.
- [3] BROZINO J D (2006) Medical devices and systems: The biomedical engineering handbook 3.D., Taylor & Francis, USA.
- [4] Especificações do Arduino, disponível em <<http://arduino.cc/en/Tutorial/AnalogInputPins>>. Acesso em: 20 jan. 2014.
- [5] Datasheet INA121, TEXAS INSTRUMENTS.
- [6] Datasheet MCP601, MICROCHIP.
- [7] Tecnologia Assistiva e comunicação alternativa. Disponível em: <<http://www.assistiva.com.br/ca.html>>. Acesso em: 10 mar. 2014.
- [8] Processing. Disponível em: <<http://processing.org/>>. Acesso em: 10 mar. 2014.
- [9] Click-N-Type. Disponível em: <<http://cnt.lakefolks.com/>>. Acesso em: 11 mar. 2014.

RED BLOOD CELL ANTIGEN PREDICTION FROM WHOLE GENOME SEQUENCING DATA



Thiago Braga Rodrigues

Universidade Federal de Uberlândia, Biomedical Engineering
Harvard Medical School, Visiting Research Fellow
856 Beacon St - Boston, MA 02215 USA

thiago@wayne.edu

William Joseph Lane

MD, PhD
Brigham and Women's Hospital, Pathology
Harvard Medical School, 75 Francis Street
Boston, MA 02115 USA

wlane@partners.org

Abstract

Since the discovery of blood groups in the experience of Karl Landsteiner (1900) [1], more blood groups were discovered, and today it is possible to separate them into 35 human red blood cells groups [2]. Within these groups until today, more than 300 RBCs antigens were categorized with its genetics changes related to each antigen expression. With the development of the high performance next generation sequencing (NGS) it

is being possible to produce more data compared with firsts methods based on Sanger method [3]. This paper describes a novel approach of human RBCs antigen prediction from whole genome sequencing using NGS techniques.

Author Keywords: Blood groups; antigen prediction; next generation sequencing; whole genome sequencing;

Introduction

Red blood cell antigens can be defined as variations in RBCs surfaces that can be recognized by alloantibodies causing complications like hemolytic transfusion reactions and hemolytic disease of fetus and newborn (HDFN) [4]. The International Society of Blood Transfusion (ISBT) recognizes 339 blood group antigens which 297 are related with all 35 blood groups [2]. Because of the polymorphisms and molecular bases that have been identified, it is being possible to define blood antigens looking through DNA. It gives a good way to predict blood groups phenotypes through

DNA analysis, looking for single nucleotides polymorphisms (SNP) and rearrangements for some blood groups like Rh.

If compared with Sanger based sequencing methods, NGS can produce a throughput of approximately 100 times bigger [5]. Besides the advance in speed, NGS can detect genetic individual variants deviations from the reference genome as SNPs and small insertions and deletions (InDels) [6]. Following the advancement of NGS, the prediction of RBC antigen with whole genome sequencing (WGS) based on massive parallel sequencing (MPS) could be developed.

The goal of this paper is to show the used method and the outcomes in 100 sequenced patients comparing with serologic data for RBC antigens.

MedSeq Project

The MedSeq project is a medical trial program that integrates genome sequencing into clinical medicine. In this program 100 of 200 patients were sequenced and 100 were selected based on family histories.

In this antigen prediction project, the genomic data and RBC sample of those 100 sequenced patients

were collected with approval from Brigham and Women's Hospital.

Method

The whole genomic data of those 100 patients had been sequenced by the Illumina Clinical Services Laboratory (San Diego-CA) [7] using bridge amplification method considering at least 30x of genomic mean coverage. It is possible to see the coverage and genes in Figure 1.

To study the sequences and find the variations, it was necessary to align the reference region from human genome with cDNA reference. These alignments were used to locate the amino acid and coding DNA sequence (CDS) changes to predict the antigen phenotype using the variant calls to find those differences.

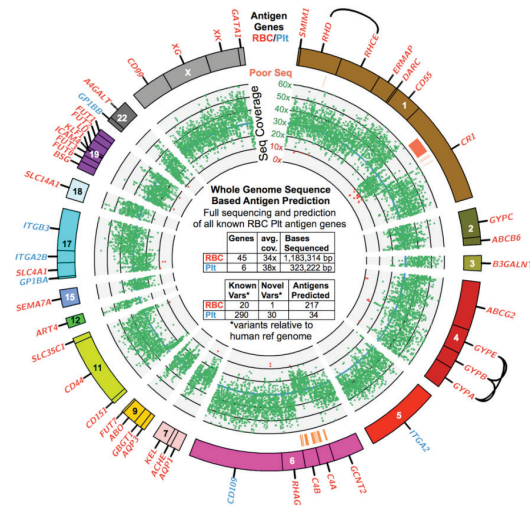


Figure 1. Circos plot of WGS antigen genes and sequence coverage

Serology is a good standard to compare results and see if the antigen prediction is giving the right outcomes. These tests were used in parallel with genome sequencing prediction to compare the outputs. Serology of 16 RBC blood groups (ABO, D, c, C, e, E, K, k, Fy^a, Fy^b, Jk^a, Jk^b, M, N, S, and s) was made.

Serologic typing sometimes can be expensive, requires a lot of work, and some reagents are not always available. This automated prediction algorithm can solve these problems offering a fast, automated and precise antigen prediction.

Results

To compare the prediction results against serology of those 100 patients, a comparison algorithm was developed. This algorithm takes all the antigen results of prediction in a spreadsheet and compares with a serology spreadsheet. This comparison algorithm showed that the prediction algorithm was right in 99.4% of all 1500 calls (15 antigens for each of 100 patients) with only 9 discrepancies with serology. A summary table of prediction outputs can be shown in Table 1 and the 9 discrepancies are shown in Table 2.

Antigen	Antigen Predictions		Predicted Frequencies		Expected Frequencies[F]		Mismatches with Serology
	+	-	+	-	+	-	
D	88	10	88%	10%	85%	15%	2
C	65	35	65%	35%	68%	32%	1
E	36	64	36%	64%	29%	71%	2
c	80	20	80%	20%	80%	20%	1
e	94	6	94%	06%	98%	2%	1
K	7	93	7%	93%	09%	91%	0
k	100	0	100.0%	0%	99.8%	0.2%	0
Fy(a)	68	32	68%	32%	66%	34%	0
Fy(b)	72	28	72%	28%	83%	17%	1
Jk(a)	74	26	74%	26%	77%	23%	1
Jk(b)	71	29	71%	29%	74%	26%	0
M	81	19	81%	19%	78%	22%	1
N	66	34	66%	34%	72%	28%	0
S	52	48	52%	48%	55%	45%	0
s	84	16	84%	16%	89%	11%	0

Table 1. Summary of prediction outputs for 100 patients and 15 antigens containing predicted and expected population frequencies, and mismatches with serology.

Patient	Antigen	Serology	Prediction
9	C	-	+
11	D	+	No call
58	D	+	No call
77	Fy(b)	+	-
81	E	+	-
82	E	-	+
87	Jk(a)	-	+
91	M	+	-
93	c	-	+

Table 2. Discrepancies of prediction against serology

Discussion

About population frequencies, we found that the predicted frequencies are in agreement with expected frequencies in Caucasians (Following the frequencies of The Blood Group Antigen FactsBook [8]), and they represent a good sample of antigens by population.

Some discrepancies of prediction against serology that have been found can be explained and after

manually review it was possible to predict some of those mismatches improving the algorithm. About patient 9, there is a decrease in exon 2 signal and the antigen was not called. Antigen D had two cases of no call: for patient 11, the antigen D was not called because of low coverage in exon 7 and patient 58 is hemizygous for RHCE causing no call for antigen D. For patient 91 the antigen M was not called because of a percentage call for antigen M. In accession 93 there is a single base in c.307C that called mistakenly the antigen c.

We are not sure what happened with patients 77 and 87 and all mismatches with antigen E. It is planned to have new serology and DNA tests to confirm or refute these mismatches.

Statistic	Value	95% CI
Sensitivity	99.71%	99.16% to 99.94%
Specificity	99.13 %	97.79% to 99.76%

Table 3. Sensitivity and specificity results

Conclusions

As a result of conducting this research, we propose that this antigen prediction algorithm gives a novel way to predict red blood cell antigen autonomously. Predicting antigens and blood groups with WGS results is as precise if not more so than current serological methods. All the results showed great values for sensitivity and specificity (99.71% and 99.13% respectively), which confirms that the prediction is very accurate and reliable. Using this method in blood typing can lead to better and trustable blood transfusions.

Acknowledgements

I would like to thank Dr. William J Lane for allowing me to participate and contribute to this project, Dr. Peter J Tonellato from Laboratory for Personalized Medicine, Harvard Medical School, for all the support, tutoring, and for being my adviser during my internship. I also thank all the members of MedSeq project for all the data and support, and the program Brazilian Scientific Mobility Program/ CAPES for all the funding support and sponsorship during my stay in the United States.

References

- [1] LANDSTEINER K. On Agglutination of Normal Human Blood. *Transfusion*. 1961;1:5–8
- [2] DANIELS GL, FLETCHER A, GARRATTY G, HENRY S, JARGENSEN J, JUDD WJ, et al. Blood group terminology 2004: From the International Society of Blood Transfusion committee on terminology for red cell surface antigen. *Vox Sang*. 2004;87:304–16.
- [3] PAREEK CS, SMO CZYNSKI R, TRET YN A. Sequencing technologies and genome sequencing. *Journal of Applied Genetics*. 2011;52(4):413-435.
- [4] WEINSTEIN L. Irregular antibodies causing haemolytic disease of newborn: a continuing problem. *Clin Obstet Gynaecol*. 1982;25:321–32.
- [5] Elaine R. MARDIS, The impact of next-generation sequencing technology on genetics, *Trends in Genetics*, Volume 24, Issue 3, March 2008, Pages 133-141, ISSN 0168-9525.
- [6] M. MIELCZAREK, J. SZYDA, Review of alignment and SNP calling algorithms for next-generation sequencing data, *Journal of Applied Genetics*, June 2015.
- [7] Illumina Clinical Services Laboratory. (2015, August 9). Retrieved from http://www.illumina.com/clinical/illumina_clinical_laboratory.html
- [8] REID ME, LOMAS-FRANCIS C, OLSSON ML. *The Blood Group Antigen FactsBook*. 3 ed: Academic Press, 2013.

O CONTROLE DE QUALIDADE EM IMAGEM MAMOGRÁFICA

Giulia Carolina Mendonça de Almeida

Universidade Federal de Uberlândia

giuliac.mendonca@gmail.com

Ludmila Alves Pereira Batista Vieira

Universidade Federal de Uberlândia

ludalvesvieira@gmail.com

Ana Cláudia Patrocínio

Universidade Federal de Uberlândia

ana.patrocinio@gmail.com

Abstract

For the proper functioning of any system, is necessary to have a good quality control. Similarly, diagnostic systems also need this control. Mammography is an exam of great prestige for the diagnosis of mamma cancer and may aid in the treatment of the patient if executed properly. In this context, the quality control of mammography system should be done very cautiously. In this article you can identify some methods used for quality control of mammographic image.

Author Keywords: Quality Control; Mammography; Mamma Cancer; Mammographic Image.

Introdução

Para que qualquer sistema tenha um bom funcionamento e aproveitamento, é necessário que passe por um controle de qualidade. Segundo Falconi Campos, *“O controle de qualidade, no contexto do controle de Qualidade Total, é exercer o controle sobre as dimensões da qualidade, o objetivo mais importante deste controle é garantir a qualidade do seu produto”*. [1]

Em outras palavras, este testifica os resultados obtidos do sistema avaliado e o classifica gerando dados comparativos com padrões pré-estabelecidos para determinar o nível de qualidade do sistema.

Em Radiologia, este controle de qualidade vai desde as máquinas utilizadas para aquisição e processamento às imagens produzidas. É preciso reconhecer os parâmetros que necessitam ser avaliados em cada fase do controle para que o resultado obtido seja uma imagem clara e de diagnóstico facilitado.

A geração de imagens médicas deve ser bastante precisa. Para isso a sua qualidade de visualização é imprescindível para que haja um diagnóstico correto. A sua falta, além de gerar grande dificuldade de identificar estruturas necessárias, pode ocasionar erros graves de diagnósticos, como resultados falso-positivos (quando o exame acusa patologia que não existe no organismo), erro de identificação de estrutura que pode levar o paciente a procedimentos desnecessários, além de diversos outros erros que podem comprometer o estado físico-emocional do paciente. [2]

A mamografia é um exame de diagnóstico por imagem utilizada para estudar o tecido mamário. Este exame é capaz de identificar nódulos existentes no tecido até mesmo quando são impalpáveis. “A capacidade de identificar lesões de tamanho mínimo é uma das vantagens do uso da mamografia na detecção de um câncer de mama, antes de ser palpável e de se manifestar clinicamente. Este diagnóstico, feito numa fase muito precoce da doença, é geralmente associado a um melhor prognóstico para a cura e a necessidade de um tratamento menos agressivo para o controle do câncer em alguns casos. Em muitos

países, a mamografia de rotina das mulheres é recomendada como um método de triagem para o diagnóstico precoce do câncer de mama. A *US Preventive Services Task Force* recomenda a mamografia, com ou sem exame clínico das mamas a cada 1-2 anos em mulheres com 40 anos ou mais. Em conjunto com os testes clínicos, encontrou-se uma redução relativa da mortalidade de 20%.” [3]

Sendo o câncer de mama a primeira causa de mortalidade de mulheres no Brasil segundo as estatísticas no Instituto Nacional do Câncer (INCA) [4], este é exame de muita importância para diagnóstico de câncer de mama, a mamografia necessita de um fino controle de qualidade. Este controle é feito desde o mamógrafo até a imagem produzida, seguindo parâmetros necessários para análise.

Neste artigo serão estudados estes parâmetros de análise e também os métodos de avaliação utilizados para executar o controle de qualidade especializado em mamografia.

2. Procedimentos em controle de qualidade

“A mamografia, na atualidade, é o método mais efetivo de diagnóstico precoce do câncer de mama. Um exame com alto padrão de qualidade pode visualizar, em 85% a 90% dos casos, um tumor com mais de dois anos de antecedência de ocorrer acometimento ganglionar, em mulheres com mais de 50 anos de idade. A diferença radiográfica entre o tecido normal e o doente é extremamente tênue, logo, a alta qualidade do exame é indispensável para alcançar resolução de alto contraste que permita essa diferenciação. Para alcançar alto padrão é imperativo que o exame mamográfico siga protocolos rígidos e pré-estabelecidos. Os artefatos são defeitos no processamento do filme que comprometem o resultado final da imagem, podendo resultar em informações perdidas ou mascaradas. Há numerosos tipos de artefatos derivados de diversas fontes na aquisição da imagem, como o processador, o desempenho do técnico de radiologia, o mamógrafo ou paciente, todos resultando na degradação obtida.” [5]

Existem alguns procedimentos adotados para o controle de qualidade em mamografia. De acordo com artigos publicados com esta temática, po-

dem-se sintetizar as informações em três grandes grupos para que a avaliação seja deveras completa. Estes grupos são: avaliação do mamógrafo, avaliação do técnico e avaliação da imagem.

Cada um desses grupos possui parâmetros específicos a serem analisados. Desta forma, ao reunir todas as informações, é possível obter uma avaliação completa podendo executar o controle de qualidade de maneira íntegra.

Para a *avaliação do mamógrafo*, é necessário fazer o reconhecimento da máquina no que diz respeito à sua marca, seu manual de instruções e seu funcionamento interno bem como o manejo de suas funções. Depois deste reconhecimento, os seguintes parâmetros são avaliados:

Tarefa
Avaliação mecânica do equipamento mamográfico
Limpeza da câmara escura
Qualidade de imagem do simulador: densidade óptica, definição e contraste
Análise de retenção de fixador pelo filme
Análise de repetição
Velamento da câmara escura
Análise da luminosidade do negatoscópio e iluminação da sala de interpretação
Contato filme-“écran”
Monitoramento da compressão
Desempenho do controle automático de exposição e sua reprodutibilidade
Reprodutibilidade e exatidão da quilovoltagem
Qualidade do feixe de raios X
Dosimetria (dose glandular média de radiação)
Produção de radiação
Descompressão
Análise de artefatos
Uniformidade da velocidade dos “écrans”
Limites de definição e contraste da imagem
Avaliação da colimação dos feixes de raios X e alinhamento do remo do compressor
Fator de conversão kerma no ar/equivalente de dose ambiente para raios X

Tabela do Artigo Controle de Qualidade e Artefatos em Mamografia

Para a *avaliação do técnico* é necessário reconhecer a sua formação e a validade do seu curso para a função executada. A Sociedade Brasileira de Radiologia .O curso de tecnólogo em Radiologia começa com disciplinas como biologia e anatomia, áreas de informática e gestão. Estudam-se competências para realizar exames de radiologia convencional, tomografia computadorizada, mamografia, densitometria óssea e ressonância magnética, além de manipular softwares usados nas estações de trabalho. Há um terceiro grupo de disciplinas, relacionado com a física radiológica, em que se ensinam as propriedades da radiação que viabilizam a produção da imagem e a aplicação de campos magnéticos. [6]

Além do curso de Radiologia, o profissional deverá ter a acreditação juntamente com a certificação oferecida pelo Colégio Brasileiro de Radiologia para exercer a função.

Os parâmetros avaliados no técnico são:

- Curso técnico em Radiologia;
- Certificação do CBR (Colégio Brasileiro de Radiologia);
- Conhecimento da aparelhagem a ser manejada;

- Conhecimento anatômico completo para que os posicionamentos sejam corretos.

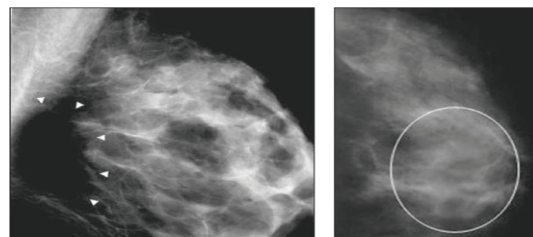
Para *avaliação da imagem*, os seguintes parâmetros devem ser analisados:

Se a imagem for gerada de maneira incorreta, ela poderá apresentar uma série de imperfeições que gerará dificuldades de visualização e de diagnóstico. Tais imperfeições podem ser advindas de:

- Mau posicionamento da paciente;
- Mau funcionamento do equipamento (defeitos no image plate, disfunção do tubo de raios-X, circuitos internos desregulados, entre outros);
- Processamento final incorreto (bug no software ou problemas com a processadora da imagem);
- Má qualidade do filme (grânulos de prata não sensibilizados).

Essas imperfeições são, em geral, ruídos na imagem, alterações bruscas de contraste que dificultam a visualização de determinadas estruturas na mama, imagens borradas e sem foco.

Exemplo de imagem com imperfeição por defeito no image plate:



Conclusão

Considerando que este presente artigo faz uma revisão de técnicas de avaliação e controle de qualidade em mamografia, pode-se concluir que apesar das instruções apresentadas serem específicas, a eficácia do controle de qualidade está na remanescente avaliação, pois, só desta maneira é possível oferecer aos pacientes um bom serviço de radiologia.

Para cada avaliação existe um período que deve ser seguido para que a mesma ocorra, otimizando o controle de qualidade.

Seguindo estes protocolos de avaliação, o estabelecimento que executa o exame poderá oferecer qualidade em seu serviço e ainda resguardar a paciente de possíveis erros de diagnóstico gerados por má qualidade.

Referências

[1] CONTROLE DE QUALIDADE, CAMPOS, Falconi

[2] Cumulative Probability of False-Positive Recall or Biopsy Recommendation After 10 Years of Screening Mammography: A Cohort Study

[3] INCA – Instituto Nacional do Câncer

[4] CONTROLE DE QUALIDADE E ARTEFATOS EM MAMOGRAFIA – Caldas, Flávio Augusto Ataliba.

[5] CBR – Colégio Brasileiro de Radiologia

[6] The 1998 ACM Computing Classification System. <http://www.acm.org/about/class/1998>

ESTADO DA ARTE: ACHADOS MAMOGRÁFICOS, CARACTERÍSTICAS, DENSIDADE E MORFOLOGIA

Ludmila Alves Pereira Batista Vieira

Universidade Federal de Uberlândia

ludalvesvieira@gmail.com

Giulia Carolina Mendonça de Almeida

Universidade Federal de Uberlândia

giuliac.mendonca@gmail.com

Ana Cláudia Patrocínio

Universidade Federal de Uberlândia

ana.patrocinio@gmail.com

Abstract

Updated 15/08/2015. The type of câncer that affects more women around is mamma cancer. In addition, this cancer is the second most frequent in the world. The awareness of the real danger of this disease is one of the best methods for that reality change, and the innovative treatments for cure of mamma cancer. By this, this article aims to research the different types of mammary nodules in order to demonstrate its characteristics relating malignancy and kindness.

Author Keywords: Cancer; mamma; density; calcification, mammography

Introdução

O tipo de câncer que mais acomete as mulheres é o câncer de mama. Além disso, é o segundo câncer mais frequente no mundo. Segundo o Instituto Nacional de Câncer José de Alencar Gomes da Silva (INCA), “o câncer de mama corresponde a 22% dos novos casos a cada ano”[1]. Mesmo com esses dados um tanto quanto assustadores ainda falta muito para um efetivo tratamento e diagnóstico precoce de tal doença, principalmente em todo o Brasil. A conscientização do perigo real sobre esse câncer é um dos melhores métodos para que essa realidade mude, além dos inovadores tratamentos para a cura do câncer de mama. Quando o diagnóstico precoce é realizado, as chances de cura são maiores, diminuindo, desta maneira, a taxa de mortalidade. O INCA nos informa que a “sobrevida média da população mundial após cinco anos de diagnosticado o câncer de mama é de 61%”[1].

Segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS), houve grande “aumento nas taxas de incidência por idade nos Registros de Câncer de Base Populacional de diversos continentes, com um número de crescimento em até 10 vezes nas décadas de 1960 e 1970”[2]. O INCA estima que “57.120 novos casos ocorreram em 2014 e, desta maneira, é provável que esse número aumente em 2015. Além do mais, o número de mortes estimada ficou em 13.345, sendo 120 homens e 13.225 mulheres, número contabilizado em 2011”[1].

O diagnóstico do câncer de mama é feito através da mamografia. Esse exame ocasionou um melhor rastreamento do número de lesões mamárias não palpáveis, aumentando as chances de eficientes tratamentos e diminuição da taxa de mortalidade. Quando o tumor é detectado na fase inicial, melhor será o tratamento e as chances de cura.

O Colégio Americano de Radiologia (American College of Radiology) desenvolveu a classificação chamada de Breast Imaging Reporting and Data System (BI-RADS™) que padroniza a terminologia do relatório mamográfico, além dos achados radiológicos e as recomendações a serem tomadas.

Para melhor compreensão do câncer de mama, é necessário estudar os formatos e densidades dos nódulos, já que esses são estruturas tridimensionais que possuem contornos convexos. Quando os nódulos são analisados após o exame de mamografia, deve-se levar em consideração sua “forma, borda, densidade e tamanho”[3], classificação essa estabelecida pelo BI-RADS™.

No livro Mamografia da Prática ao Controle – Recomendações Para Profissionais de Saúde, “os nódulos são analisados considerando-se o tamanho, contorno, limites e densidades. Os nódulos são classificados como densos e isodensos ao parênquima mamário, com baixa densidade, com densidade de gordura e com densidade heterogênea. As calcificações são descritas de acordo com o tamanho, número, forma, densidade e distribuição sendo que os mais importantes são formas e distribuição”[4]. Essas características também são descritos na classificação do BI-RADS™.

Nesse estudo avaliaremos as várias formas de nódulos, suas densidades e características morfológicas, através da revisão bibliográfica, de maneira em que se possam fazer relação entre essa densidade e o tipo de nódulo.

Metodologia

No presente estudo, foram realizadas pesquisas relacionadas aos nódulos mamários, os tipos e as características. Foram enfatizadas aqui, além dos outros aspectos, as densidades que cada tipo de nódulo carrega, bem como os aspectos morfológicos, sobretudo a forma e sua relação com a malignidade e a benignidade. Desta maneira, este artigo trás as revisões bibliográficas sobre tal assunto.

Para melhor compreensão dos tipos de nódulos mamários, o Professor Doutor Juarez Antônio de Souza citou em seu texto Mamografia (2011) que “Wolfe classificou a densidade mamográfica em quatro categorias: N1, parênquima composto principalmente por gordura, não havendo ductos visíveis; P1, padrão ductal proeminente ocupando até 25% da mama; P2, padrão ductal proeminente ocupando mais de 25% da mama; DY, tecido fibroglandular denso. Wolfe agrupou segundo o risco para câncer de mama, em N1/P1 (baixo risco) e P2/DY (alto risco), representando, respectivamente, mamas não densas e densas. Estudos posteriores confirmaram a associação entre mamas de padrão denso e um aumento do risco para câncer de mama, porém em grau menor”[5]. Mesmo que o respectivo estudo tenha mostrado uma

relação entre o grau de densidade e o aumento do indicio do câncer de mama, esses dados ainda são mínimos e, desta maneira, mais pesquisas a esses níveis são necessárias.

O Professor Doutor Juarez Antônio de Souza ainda mostra em seu estudo os tipos de nódulos, classificados em Fibroadenomas, Cistos, Fibroadenomas Calcificados, Lipomas, Hamartomas, Cistos Oleosos, Lesões de Pele, Linfonodos Intra-Mamário e Mastite Óleo-Granulomatosa. Todos esses nódulos aqui apresentados são classificados como benignos, exceto os Fibroadenomas Calcificados que, para receberem essa classificação, precisam estar em involução, ou seja, necessitam apresentar grandes calcificações conhecidas como calcificação em pipoca, caso contrário, são necessários outros métodos médicos para melhor compreensão desse nódulo e sua correta classificação. Além disso, todos eles apresentam limites normalmente bem definidos e padrões de densidade variando entre iso e hipodensos, além da grande quantidade de tecido fibroso presente nesse tipo de nódulo. Ainda nesse mesmo estudo, o Professor Doutor Juarez Antônio de Souza classifica os tipos de calcificações, como sendo: Calcificações Grosseiras, Calcificações Distróficas, Calcificações Intra-Cís-

ticas, Calcificações em Pipoca, Calcificações em Casca de Ovo, Calcificações Vasculares, Calcificações de Pele, Pseudoxantoma Elástico, Calcificações Secretoras e Calcificações em Fios de Sutura. Diferente dos nódulos, as calcificações não têm limites definidos, e suas formas podem variar entre agrupamentos e calcificações isoladas.

Em 2002, Augusto Vasconcellos Vieira e Felipe Tietboh Toigo publicaram um artigo sobre classificação BI-RADS™. Eles descreveram que, de acordo com o BI-RADS™, a “classe I é a dos achados mamográficos negativos: mamografia normal, a classe II é a dos achados mamográficos benignos: calcificações vasculares, calcificações cutâneas, calcificações com centro lucente, fibroadenoma calcificado, cisto oleoso, calcificações de doença secretória, calcificações redondas, calcificações tipo ‘milk of calcium’, fios de sutura calcificados e linfonodo intramamário; a classe III é a dos achados mamográficos provavelmente benignos: nódulo de densidade baixa, contorno regular, limites definidos e dimensões não muito grandes, calcificações monomórficas e isodensas sem configurar grupamento com características de malignidade; a classe IV é a dos achados mamográficos suspeitos: nódulo de con-

torno bocelado ou irregular e limites pouco definidos, microcalcificações com pleomorfismo incipiente, densidade assimétrica e algumas lesões espiculadas; a classe V é a dos achados mamográficos altamente suspeitos: nódulo denso e espiculado, microcalcificações pleomórficas agrupadas, microcalcificações pleomórficas seguindo trajeto ductal, ramificadas e tipo letra chinesa”[3].

Ainda sobre o estudo de Augusto Vasconcellos Vieira e Felipe Tietboh Toigo, pode-se concluir que há benignidade quando enquadradas nas classes I e II, há diminuta chance de malignidade quando na classe III, há uma variabilidade de índice de malignidade na classe IV que, no entanto, nos assegura a certeza do prosseguimento da investigação com estudo histopatológico, e nas lesões da classe V tal classificação possui alta especificidade para malignidade, necessitando investigação mais minuciosa pelo médico assistente em todos os casos”.

Em estudo realizado pela Doutora Lucy Kerr sobre Ultrassonografia Mamária, ela caracterizou os nódulos benignos e os malignos mostrando os critérios para a relação entre os diagnósticos. Desta maneira, Lucy classificou os nódulos sólidos benignos como “massas de limites regulares e

bem definidos, textura homogênea, pouco densa, permitindo boa transmissão do som e ausência de microcalcificações internas, sinal Doppler negativo e preservação da arquitetura mamária nas circunscências da lesão”[6]. Já os critérios para as lesões malignas feitos pelo ultrassom seriam subdivididos entre sinais diretos e indiretos. A Doutora Lucy Kerr citou as seguintes características para isso: “Sinais Diretos: presença de massa hipocogênica em relação ao tecido fibroglandular normal, as margens são total ou parcialmente bem definidas, irregulares, especuladas ou nobuladas, existe a presença de uma ecogênica que circula a lesão e que corresponde morfológicamente à reação desmoplástica tentando bloquear a disseminação do tumor, presença de sombra acústica irregular, presença de ectasiaductal na circunscência da massa tumoral, a textura interna é heterogênea devido à presença de microcalcificações esparsas no interior da nodulação, a massa não é comprimível, o sinal Doppler é positivo em 85% das tumorações com essas características. Já os sinais Indiretos da malignidade são: espessamento da pele adjacente a tumoração, retração da pele adjacente a massa, perda ou mudança da textura da camada adiposa do subcutâneo ou retromamário, espessamento

dos ligamentos de Cooper adjacente a massa tumoral, alteração focal de textura e da arquitetura mamária”[6]. Relatadas essas características dos nódulos mamários, percebemos que eles não possuem limites definidos e que não são comprimíveis. Desta maneira, essas características não possibilitam que eles sejam enquadrados como massas.

Em um estudo realizado pelo Colégio Brasileiro de Radiologia – Diagnóstico de Nódulos Mamários não Palpáveis, a densidade é descrita desta maneira: “ela é usada para definir a atenuação dos raios-X pela lesão, em relação à atenuação esperada de um mesmo volume de tecido mamário fibroglandular”[7]. As mesmas características dos nódulos malignos e benignos relatadas nos estudos anteriores são aqui também demonstradas. Esse estudo também descreve que os cânceres de mama nunca contem gordura, mesmo que eles possam capturar a gordura adjacente. Além do mais, são descritas também as classificações de densidade como: “alta densidade, densidade igual (isodenso), baixa densidade (atenuação mais baixa, mas que não contem gordura), nódulos contendo gordura (radiolucência) que inclui todas as lesões contendo gordura, como

cistos oleosos, lipomas ou galactocele e lesões mistas como hamartoma ou fibroadenolipoma”[7].

Em abril de 2007, a Revista Brasileira de Ginecologia e Obstetrícia publicou um artigo sobre Nódulos Benignos de Mama descrevendo os Cistos Mamários como “nódulos de aparecimento súbito, de contornos irregulares, móveis e dolorosos, com consistência amolecida ou com sensação palpatória de maneira fibroelástica”[8]. O estudo também demonstrou as características do Tumor Filóides que também foi denominado como fibroadenoma-hiper celular. “Para definição de benignidade ou malignidade, consideram-se no componente estromal a contagem mitótica, atipias celulares e comprometimento das margens”[8]. Mesmo que esses tumores sejam mais volumosos, endurecidos e com algumas ulcerações, há relatos de formas malignas.

Resultados e Conclusão

De acordo com as características aqui apresentadas, os nódulos com pouca densidade são caracterizados como benignos, além dos contornos limitados e de fácil diagnóstico. Entre eles podemos citar os Fibroadenomas, Cistos, Fibroadenomas Calcificados, Lipomas, Hamartomas, Cistos

Oleosos, Lesões de Pele, Linfonodos Intra-Mamária Mastite Óleo-Granulomatosa.

Já aqueles que não se enquadram nesses requisitos são chamados de nódulos malignos, caracterizados por terem pouca delimitação, massa hipocogênica e, quase sempre serem calcificações isoladas. Os tipos de calcificações caracterizados foram Calcificações Grosseiras, Calcificações Distróficas, Calcificações Intra-Císticas, Calcificações em Pipoca, Calcificações em Casca de Ovo, Calcificações Vasculares, Calcificações de Pele, Pseudoxantoma Elástico, Calcificações Secretoras e Calcificações em Fios de Sutura.

Desses nódulos e calcificações citados, podemos classificá-los, de acordo com o estudo realizado por Augusto Vasconcellos Vieira e Felipe Tietohl Toigo em 2002 em relação à classificação BI-RADS™, as calcificações vasculares, calcificações cutâneas, calcificações com centro lucente, fibroadenoma calcificado, cisto oleoso, calcificações de doença secretória, calcificações redondas, calcificações tipo ‘milk of calcium’, fios de sutura calcificados, linfonodo intramamário (classes I e II) há diminuta chance de malignidade, já os nódulo de densidade baixa, contorno regular, limites definidos e dimensões não muito grandes, calcificações

monomórficas e isodensas sem configurar agrupamento com características de malignidade (classe III) há uma variabilidade de índice de malignidade, na classe IV – nódulo de contorno bocelado ou irregular e limites pouco definidos, microcalcificações com pleomorfismo incipiente, densidade assimétrica, algumas lesões espiculadas, existe a certeza que se deve prosseguimento na investigação com estudo histopatológico e nas lesões e, finalmente na classe V – nódulo denso e espiculado, microcalcificações pleomórficas agrupadas, microcalcificações pleomórficas seguindo trajeto ductal, ramificadas, tipo letra chinesa, há a certeza de que tal classificação possui alta especificidade para malignidade, necessitando investigação mais minuciosa pelo médico assistente em todos os casos.

Desta maneira, é verídico que os estudos nessa área não podem parar, para que novas formas de diagnóstico surjam e que melhores e mais seguros diagnósticos ocorram. Ainda assim, percebendo a importância do diagnóstico precoce dessa doença, e a grande mortalidade devido a diagnósticos tardios ou mesmo cânceres malignos de alta complexidade e especificidade, sabe-se que é de grande importância a conscientização do exame mamográfico.

Referências

- [1] Instituto Nacional de Câncer José de Alencar Gomes da Silva – INCA. Referência Bibliográfica de endereço eletrônico.
- [2] Organização Mundial de Saúde. Referência Bibliográfica de endereço eletrônico.
- [3] VIEIRA, Augusto Vasconcellos; TOIGO, Felipe Tietbohl. Classificação BI-RADS™: Categorização de 4.968 Mamografias*. Radiologia Brasileira, vol. 35, nº 4, São Paulo, July/aug. 2002.
- [4] PEIXOTO, João Emílio; CANELLA, Ellyete; AZEVEDO, Adeli Cardoso de. Mamografia: da Prática ao Controle: Recomendações para profissionais de saúde. Instituto Nacional de Câncer. – INCA, 3a. ed. Rio de Janeiro, RJ, SDC, 2007, 111 pg.
- [5] SOUZA, Juarez Antônio de. Mamografia. Janeiro de 2011. Referência Bibliográfica de endereço eletrônico.
- [6] KERR, Lucy; Ultrassonografia Mamária. Novembro 1997. Referência Bibliográfica de endereço eletrônico.
- [7] D'ORSI, Carl; MENDELSON, Ellen; BASSETT, Lawrence; BÖHM-VÉLEZ, Marcela; CARDENOSA, Gilda; EVANS III, W. Phil; MONSEES, Barbara; THURMOND, Amy; GOLDSTEIN, Steven. Critério de Adequação do ACR: Diagnóstico de Nódulos Mamários não Palpáveis. Radiologia Brasileira, São Paulo, pgs 1067 – 1073.
- [8] NAZÁRIO, Afonso Celso Pinto; REGO, Mychely Fernandes; OLIVEIRA, Vilmar Marques de. Nódulos Benignos da Mama: uma revisão dos diagnósticos diferenciais e conduta. Revista Brasileira de Ginecologia e Obstetrícia, vol. 29, nº4, Rio de Janeiro, Apr.

SISTEMA DE GESTÃO DE RISCOS NA RADIOTERAPIA EM CLÍNICA ONCOLÓGICA UTILIZANDO FERRAMENTA FMEA COM PREENCHIMENTO VIA SOFTWARE DESENVOLVIDO PARA AUTOMATIZAÇÃO DE PROCESSOS

Pablo Assis Borges

Faculdade de Engenharia Elétrica, UFU
2121 Av. João Naves de Ávila
Uberlândia, MG 38408-100 BR
pabloassisborges@gmail.com

Marcela Carrijo Setti

COT Radioterapia LTDA
900 Av. Anselmo Alves dos Santos
Uberlândia, MG 38408-150 BR
marcela.carrijo@cot-onco.com.br

Ana Claudia Patrocínio

Faculdade de Engenharia Elétrica, UFU
2121 Av. João Naves de Ávila
Uberlândia, MG 38408-100 BR
ana.patrocinio@gmail.com

Resumo

A análise dos modos de falha e seus efeitos (FMEA) é utilizada nos processos da Radioterapia, na clínica Centro Oncológico do Triângulo

(COT Radioterapia LTDA). A FMEA é uma ferramenta que tem o objetivo de gerenciamento de risco. A mesma consiste em uma análise das possíveis falhas que podem ocorrer em componentes e gerar um efeito sobre a função de todo o conjunto. Havendo dificuldade na utilização da ferramenta, o presente trabalho buscou uma maneira de simplificar e aperfeiçoar a utilização da ferramenta, assim houve uma revisão da utilização da ferramenta e também o desenvolvimento de um software que permite uma maior facilidade para registros de falhas, contabilização dos erros e geração de indicadores, como também a criação de um Relatório de Ação Corretiva e Preventiva (RACP), que consiste em um documento que busca registrar ações para correção e prevenção dos erros registrados na FMEA. Após a implantação do software, os autores efetuaram treinamentos com o corpo clínico para utilização adequada do software e da ferramenta. Assim, a clínica conse-

guiu maior eficácia do gerenciamento de riscos e um controle efetivo de ocorrências e desvios na qualidade dos processos que envolvem a mesma.

Palavras-chave: Riscos; Radioterapia; Software; FMEA.

Introdução

A análise dos modos de falha e seus efeitos (FMEA) é uma técnica ou processo sistemático que permite identificar e prevenir problemas [5].

A FMEA foi desenvolvida pelo exército norte-americano em 1949. A ferramenta se aplica antes, durante e depois da falha ocorrida, pois trabalha tanto com prevenção, manutenção e correção de processos. Seus objetivos são em essência, avaliar a falha potencial, os efeitos da falha, além de identificar ações podem eliminar ou reduzir a ocorrência da falha, também documentando a análise [2] [5].

Existem diversos tipos de FMEA [2], dentre eles podendo destacar: FMEA de Projetos e FMEA de Processos. A FMEA de Processos é amplamente utilizado na área de saúde [1] [4] [7]. Já a FMEA de Projetos, pode ser encontrado em atividades ambientais [3].

O Centro Oncológico do Triângulo adotou a FMEA de Processos, para gestão de riscos no setor de Radioterapia da clínica, com base de que a ferramenta se mostrava bem sucedida para a função em estabelecimentos de saúde de diversos portes [1].

Para elaboração da ferramenta FMEA, geralmente é necessário equipes multidisciplinares, já que a ferramenta abrange vários setores de uma só vez (ex.: processos no setor financeiro que afetam o setor de radioterapia, no caso da clínica). Para referência durante o desenvolvimento da FMEA, a documentação mais utilizada é o Manual FMEA do AIAG (Automotive Industry Action Group), grupo composto por empresas como Chrysler, Ford, GM – Caterpillar, Mercedes, Toyota, Volkswagen, Volvo, dentre outras.

De maneira simplificada, a ferramenta é construída visando os itens de análise, que são os subsistemas (ex.: sistema – radioterapia, subsistema – radiocirurgia). Assim, são criadas (determinadas via brainstorming, matrizes de priorização, QFD, etc) funções que são necessárias aos componentes do subsistema (ex.: imagens vistas durante a radiocirurgia – função: qualidade da imagem), que estão sujeitas ao modo de falha potencial (ex.: ruídos na imagem da radiocirurgia), e o efeito

potencial da falha (ex.: consequências da imagem possuir baixa qualidade).

O índice RPN ou IPR (“número de prioridade”/“índice de probabilidade” de risco) é o índice que demonstra a prioridade em que o risco deve ser tratado. Para seu cálculo, é utilizada a função:

$$RPN = G \times O \times D$$

Onde: G - Índice de gravidade da falha no processo, (numerado de 1 a 10), por uma determinada causa; D - Índice de detecção da falha, onde se mede a dificuldade em detectar a falha ocorrida (numerado de 1 a 10); e O - Índice de ocorrências, onde são registradas as quantidades de ocorrências dos erros detectados. Em geral, se o RPN atinge o valor 100, considera-se que há necessidade de atuação imediata para que a falha deixe de ocorrer. [5]

O desenvolvimento da ferramenta resulta em planilhas que devem ser preenchidas então, com os dados decididos na construção da FMEA. (Figura 1)

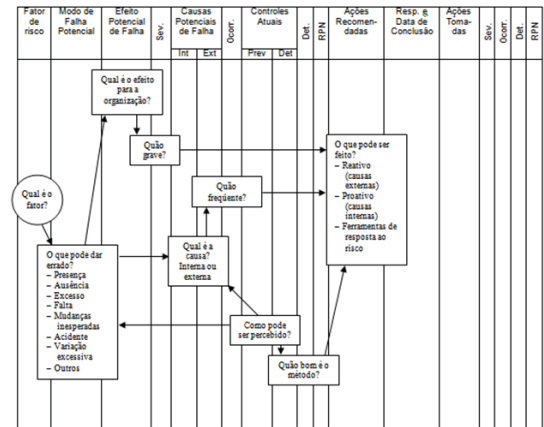


Figura 1. Diagrama de construção genérica da ferramenta FMEA.

O Centro Oncológico do Triângulo utiliza da ferramenta FMEA para gestão dos riscos, onde os riscos são registrados diretamente nas planilhas, e após registro, calcula-se o valor do Índice RPN, e caso este seja maior que 100, é aberto um Relatório de Ação Preventiva (RACP), que por sua vez é um documento onde se registram ações para que não ocorra novamente o fator do RPN maior que 100.

Apesar da existência da ferramenta FMEA na clínica, a sua utilização não se torna eficiente na

gestão de riscos, pois o preenchimento das planilhas se tornava dispendioso. Em um estabelecimento de saúde que lida com pacientes que são submetidos à tratamentos como quimioterapia e radioterapia, não possuir uma gestão de riscos eficiente é não só uma inadequação às normas vigentes, mas também um fator que diminui a qualidade do tratamento, por falta de controle das ocorrências negativas.

Justificativa

O Centro Oncológico do Triângulo – COT possui em todo seu sistema de gestão de riscos a utilização da ferramenta FMEA, para controle de riscos e falhas em processos. Entretanto, o uso da ferramenta não está cumprindo sua proposta de melhoria na qualidade da clínica. Assim, o presente trabalho tem como objetivo tornar a utilização da ferramenta eficaz, por meio de revisão dos processos FMEA e do desenvolvimento de um software [6] que automatize o processo de registro das ocorrências, como também automatize a geração de estatísticas que auxiliam a gestão dos potenciais riscos em Radioterapia.

Objetivos

Desenvolver um sistema de gestão de riscos eficaz e informatizado, que propicie uma melhora no controle e prevenção de falhas e riscos em potencial, como também no planejamento de ações corretivas.

Materiais e Métodos

Para revisão da ferramenta de risco, houveram reuniões periódicas entre os colaboradores do setor de Radioterapia, para que os mesmos relatassem sua percepção em relação aos danos. Após, foi feito um estudo bibliográfico sobre riscos e qualidade em Radioterapia [11] [12].

Com isso, a coordenação do setor analisou os dados anteriores e foram definidos em novos acordos inter-setoriais novos valores de detecção e severidade para serem utilizados na ferramenta FMEA [5]. Como nos acordos anteriores, foi mantido o RACP e a mesma quantificação para o cálculo do IPR. (Figura 2) (Diagrama 1)

ANÁLISE DOS MODOS E EFEITOS DE FALHA - PROCESSO																		
Responsável pelo processo: Marcia										Processo: Radiocirurgia				Cliente externo:				
Setor Radioterapia																		
2	Nº da revisão: Nº de páginas:																	
3	Etapa	Tipo de Falha Potencial	Efeito Potencial que a falha ocasiona	Identificação	Causas e Mecanismos Potenciais da Falha	Consequências	Controles Atuais do processo: Prevenção	Controles Adiais do processo: Detecção	IMP	IMP	Ações recomendadas	Responsável + prazo	Ações tomadas	Atualizada	Comentários	Classificação	IMP	
4																		
5																		
6	Reconhecimento terapêutica	FMI com cortes maior que 1,0mm	Desvio de 1mm para dentro que a falha ocasiona		Era falha		Prevenção de IMI				Checkagem de IMI antes radioterapias							
7																		
8																		
9																		

Figura 2. Trecho da planilha FMEA desenvolvida para análise de riscos em Radiocirurgia na clínica.

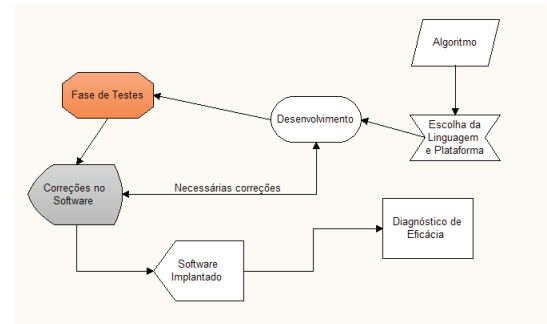


Diagrama 2. Diagrama de etapas para o desenvolvimento do software de preenchimento.

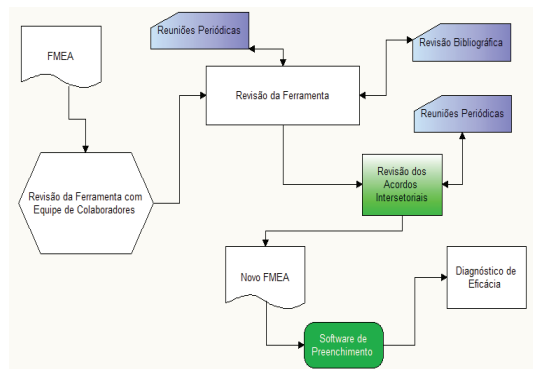


Diagrama 1. Diagrama dos processos envolvidos no presente projeto.

Assim, para que as planilhas recebessem dados de forma prática, deu-se início ao desenvolvimento do software de Gestão de Riscos. O desenvolvimento consistiu em seis etapas (Diagrama 2), sendo elas: (1) Desenvolvimento de um Algoritmo, onde foram definidas as funcionalidades do software, como também sua arquitetura. O algoritmo foi escrito em pseudo-linguagem, para facilitar a codificação do mesmo. (2) Escolha da plataforma e da linguagem. Foram analisadas diversas linguagens, e a escolha foi baseada na possível comunicação com a ferramenta Excel, via código, para que fossem minimizados os erros por utilização. Assim, houve a escolha da linguagem C#, desenvolvida pela própria Microsoft Corporation,

como parte da plataforma .NET [8]. O ambiente de desenvolvimento (IDE) escolhido para desenvolvimento foi a Microsoft Visual C# 2010 Express, uma IDE gratuita fornecida também pela Microsoft (Figura 3). (3) Desenvolvimento. Com os comandos de conexão C# com a ferramenta Excel, foi possível que as planilhas anteriormente projetadas pudessem ser automatizadas via código [9]. Para utilização destes comandos, foi feito o uso de bibliotecas e funções Microsoft Office Interop Excel [10], para que fosse possível a edição e criação de planilhas, células simples e com funções, a fim de além de automatizar a planilha FMEA, também criar planilhas com indicadores estatísticos. Também foram utilizados servidores internos da clínica, para comunicação entre os computadores dos quais o software seria instalado e também para que os dados fossem registrados em ambiente virtual de fácil acesso. E utilizando de servidores internos, o software é off-line, não dependendo assim de conexão com a internet, que atualmente é uma problemática, devido á possíveis falhas de rede. (4) Fase de Testes. Os testes foram feitos durante o período de sete dias, em que os colaboradores fizeram observações sobre as dificuldades encontradas para utilização. (5) Correções. Como partes das correções foram criados tutoriais e maneiras práticas de

solução de dúvidas em relação à utilização do software. (6) Implantação. Após finalização do desenvolvimento e correções, o software foi implantado nos computadores da clínica, todos sendo configurados com o servidor que hospedava os dados e planilhas FMEA. O tempo de desenvolvimento do software foi de quatro meses.

Para treinamento da utilização do FMEA foi utilizado o método de replicação [13], onde é treinado um colaborador, e este treina outro colaborador, que por sua vez continua o ciclo. Este método é eficaz para locais como indústrias, clínicas e hospitais, onde não se pode parar frequentemente o funcionamento total para efetuar treinamentos com todo o time de colaboradores; treinamentos que por sua vez, são de suma importância.

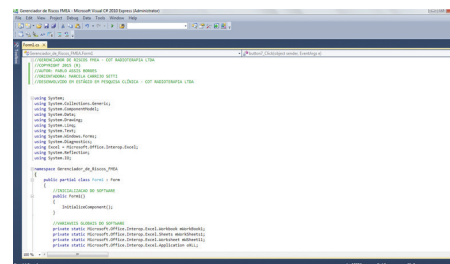


Figura 3. Janela da IDE Microsoft Visual C# 2010 Express. Na imagem, parte do código escrito para desenvolvimento do software.

Resultados

Com os conceitos de utilização da ferramenta FMEA revisados, como os valores decididos dentro dos acordos inter-setoriais para detectabilidade e severidade, a ferramenta foi atualizada e vinculada ao software. O software desenvolvido para automatização da ferramenta permite que, quando há ocorrência de erros ou desvios na qualidade dos processos, os mesmos sejam registrados no FMEA e cada registro é computado também em um documento com: dados da ocorrência, data, horário e local do desvio de qualidade (Figura 4, 5).



Figura 4. Tela inicial do software finalizado.

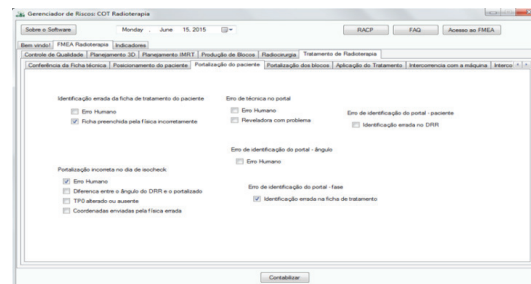


Figura 5. Tela de registro de ocorrências, do processo de Tratamento de Radioterapia, na etapa de Portalização do Paciente.

Com o registro, o software verifica o erro e caso o mesmo apresente ser um evento sentinela, ou quando o cálculo do IPR (Índice de Probabilidade de Risco) exceda o valor de 100 é aberto um RACP. Caso haja a abertura de um RACP, o software registra a abertura em um documento diferente do documento de ocorrências, para que haja um controle à parte de abertura e registros de ocorrências que geram o relatório. O software também permite o acesso aos documentos FMEA, para consulta dos mesmos. Além disso, a cada ocorrência o software registra em uma base de dados as ocorrências por mês/ano, e se solicitado o mesmo gera indicadores gráficos em Excel com esta base de dados, para fins de diagnósti-

co e gestão dos desvios de qualidade ocorridos (Fig. 6,7). Com o software em funcionamento, foi possível o treinamento dos Físicos Médicos para utilização adequada da ferramenta, e para que os mesmos replicassem o treinamento aos técnicos e demais colaboradores do setor da radioterapia.

Ocorrências previstas na Radioterapia	Quantidade das Ocorrências Mensais	Desvio / Ocorrer em %	Soma da quantidade mensal de oc
Inserção de paciente errado	2	4	47
Inserção de nome de paciente errado	3	6	
Inserção da Tomografia errada	4	8	
Desenho de GTV inadequado	2	4	
Desenho de PTV inadequado	2	4	
Desenho incorreto de estruturas de risco	2	4	
Falta de desenho de estruturas de risco	2	4	
Ângulo com colisão	2	4	
Campos com tamanho de campo inadequado	2	4	
Cálculo de UM incorreto	4	8	
Inserção de campos paralelos e opostos	2	4	
DIRV inadequado	2	4	
Liberação sem o visto do Médico/Físico	2	4	
Inserção de UM incorreta	1	2	
Inserção dos dados técnicos do tratamento incorreto	1	2	
Troca nome de paciente	1	2	
Troca de local de tratamento	1	2	
Troca de foto de paciente	1	2	
Erro de fase	1	2	
Erro de coordenadas de deslocamento	1	2	

Figura 6. Planilha gerada com indicadores de ocorrências mensais pelo software.

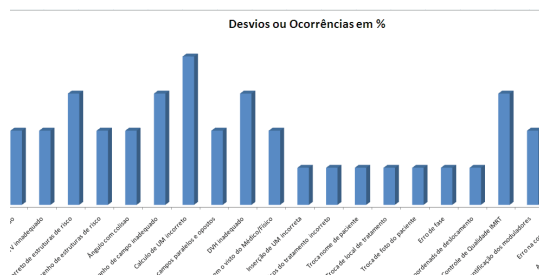


Figura 7. Gráfico gerado pelo software a partir dos valores da planilha gerada.

Conclusão

Com a ferramenta de gestão revisada e atualizada, o software desenvolvido para automatização da mesma e treinamento efetivo dos colaboradores, o presente trabalho permitiu à radioterapia do COT Radioterapia LTDA maior eficácia do gerenciamento de riscos e um controle efetivo de ocorrências e desvios na qualidade dos processos que envolvem a mesma.

Referências

[1] Frederico Tadeu Oliveira Caixeiro. Aplicação do método análise dos modos de falha e seus efeitos (FMEA) para a prospecção de riscos nos cuidados hospitalares no Brasil. Biblioteca de Saúde Pública; Rio de Janeiro, Brasil; s.n; 2011. 86 p. tab.

[2] Rafael Moreira Domingues. Uso do FMEA como ferramenta para análise de riscos em projetos. Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis SC, Brasil, 2008.

[3] Mônica Regina Souza Andrade, João Batista Turroni. Uma Metodologia de análise dos aspectos e impactos ambientais através da utilização do FMEA. Escola Federal de Engenharia de Itajubá, Itajubá MG, Brasil, 2000.

[4] Marcos Vinícius Lucatelli. Proposta de Aplicação da Manutenção Centrada em Confiabilidade em Equipamentos Médico-Hospitalares. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis SC, Brasil, 2002.

- [5] Ricardo Bertolucci. O uso do FMEA na Gestão do Risco. Disponível em: <http://www.essenciasobreaforma.com.br/columnistas_base.php?id=139> Acesso em 30 de maio de 2015
- [6] Ana Margarida Marques Martins. Desenvolvimento de uma base de dados para registro de incidentes e gestão de risco em radioterapia. Departamento de Física, Faculdade de Ciências e Tecnologia. Universidade de Coimbra, Coimbra, Portugal, 2014.
- [7] Yasukawa, Samira Aencar; Costa, Anna Paula B. M.; Nicolau, Carla Marques; Juliani, Regina Celia T. P. Uso da ferramenta FMEA (Análise dos Modos de Falha e seus Efeitos) para análise dos processos assistenciais de fisioterapia respiratória. Instituto da Criança do Hospital das Clínicas (USP), São Paulo, SP, Brasil. 2012.
- [8] Harvey Deitel, Paul Deitel. Visual C# 2012 How to Program. 5th Edition. Prentice Hall.
- [9] Andrew Stellman. Use a Cabeça! C#. 2ª Edição. Alta Books.
- [10] Eric Carter. Visual Studio Tools for Office: Using C# With Excel, Word, Outlook, and Infopath. 1th Edition. Addison-Wesley Professional.
- [11] Felipe F. Numagire, Denise Stigert. Radioterapia para Técnicos e Tecnólogos. 1ª Edição. AgBook.
- [12] Laura Furnari. Controle de Qualidade em Radioterapia. 1ª Edição. Miró Editora.
- [13] Márcia Vilma G. Moraes. Educação Corporativa – Para áreas de Saúde, Segurança do Trabalho e Recursos Humanos. 1ª Edição. Editora Érica.

MY BUNNY: JOGO DE CONCENTRAÇÃO

André Candido Porto

Graduando em Engenharia Biomédica
andrecporto@gmail.com

Leticia Ferreira Santos

Graduanda em Engenharia Biomédica
leticiasantos@hotmail.com

Mateus Alberone Mesquita

Graduando em Engenharia Biomédica
mateusalberone@gmail.com

Vanessa Silva Rocha

Graduanda em Engenharia Biomédica
vanessarocha.ebio@gmail.com

Abstract

The biomedical instrumentation study in Electroencephalography (EEG) represents an interest field to health professionals due to fact of the development of new techniques and equipments assists them to understand the nervous system behavior. In this perspective, this paper propo-

ses a concentration game called My Bunny. It captures the electroencephalogram parameters of two individuals, processes it and by software compares the level of concentration. Thereby, the individual/player that is more concentrated will win a bunny displacement dispute, similar to a tug of war competition.

Author Keywords: EEG; Concentration; Instrumentation

Introdução

O eletroencefalograma (EEG) é um exame que realiza o registro da atividade elétrica cerebral, captada através de eletrodos que podem ser colocados sobre o couro cabeludo, na superfície encefálica ou até mesmo dentro da substância encefálica. Os registros elétricos da superfície externa da cabeça demonstram que existe atividade contínua no cérebro. Tanto a intensidade quanto os padrões dessa atividade são determinados pelos níveis de excitação de diferentes partes do sistema nervoso central.

As intensidades das ondas cerebrais variam de 0 a 200 μ V e a frequência varia até 150Hz. O caráter das ondas é dependente do grau de atividade nas respectivas partes do córtex cerebral mudando de acordo com estados, como por exemplo, sono e vigília.

Em pessoas com saúde normal, as ondas podem ser classificadas em alfa, beta, teta e delta. As ondas alfa são ondas rítmicas de frequência entre 8 e 13 Hz e amplitude de 10 μ V. As ondas beta possuem frequência acima de 13 Hz e amplitude de 10 ou 20 μ V; as ondas beta são divididas em dois grupos, apresentando amplitudes geralmente menores que 30 μ V, chamados beta I e beta II. As ondas beta I apresentam uma faixa de frequências de 14 a 17 Hz e são inibidas pelo esforço mental e atenção. As ondas beta II apresentam frequências de 18 a 30 Hz, ao contrário da beta I, surgem mediante ativação intensa do sistema nervoso central ou durante um estado de tensão. As ondas teta possuem frequência entre 4 a 7 Hz e amplitude de 10 μ V, ocorrem em estados de sonolência, sendo mais comum na infância. As ondas delta têm origem cortical, incluem todas as outras ondas cerebrais com frequência abaixo de

3,5Hz e amplitude de 100 μ V e ocorrem durante sono profundo e em doenças cerebrais.

A concentração é a habilidade que o cérebro possui de focar toda ou parte de sua atenção em uma determinada atividade, pensamento ou objeto. O cérebro humano desenvolve e aprimora habilidades a partir do exercício das mesmas. Entretanto, a habilidade de concentração não nos dá um feedback, dificultando assim, o seu aprimoramento. Sabe-se que esta capacidade é muito importante no processo de aprendizado e na execução bem-sucedida de tarefas, sendo assim, é essencial o desenvolvimento da mesma.

O uso de aparelhos que possibilitam mensurar níveis de atividades cerebrais pode indicar o quão concentrada está uma pessoa, auxiliando assim, a criação de métodos eficazes para o aprimoramento dessa capacidade. A Equação 1 pode ser utilizada para o cálculo estimado da concentração de um indivíduo.

$$\frac{SMR + mBeta}{Teta} \quad (\text{Equação 1})$$

Onde:

- SMR são as ondas beta baixas (frequências de 12 a 15Hz),
- mBeta são as ondas beta médias (frequências de 16 a 20Hz),
- teta são as ondas tetas (frequências de 4 a 7 Hz).

Metodologia

Para o estudo presente os eletrodos foram dispostos, de acordo com o Sistema Internacional 10-20, nos pontos FP1, FP2 e a referência em A1 ou A2 como mostrado na Figura 1.

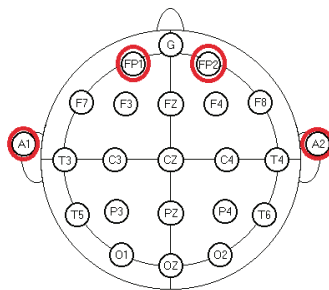


Figura 1. Posicionamento dos eletrodos

Os três eletrodos devem ser colocados no escalpo de dois indivíduos com o intuito de, após con-

dicionado, faça-se a comparação dos sinais EEG captados. Esta comparação será feita por meio de um software desenvolvido exclusivamente para este propósito.

Para esta comparação, confeccionou-se duas placas de aquisição e amplificação dos sinais. Estas, que seriam presas por uma faixa no próprio indivíduo para melhor adaptação do sistema de aquisição. Ambas as placas, são conectadas via cabo VGA à uma terceira placa, que faz a filtragem e conversão dos sinais analógicos em digitais.

Cada placa de aquisição e amplificação é composta por um amplificador de instrumentação que faz a diferenciação dos sinais captados entre os eletrodos FP1 e FP2. Após esta diferenciação inicial, há um amplificador de tensão com dois estágios de ganho; sendo que, para melhor adaptar aos possíveis jogadores, há uma seleção de ganho no primeiro estágio, modificando o ganho geral do sistema. Além deste fato, entre o amplificador de instrumentação e o amplificador de tensão, houveram duas filtragens passivas com característica passa-alta com o intuito de eliminar os níveis DC que se apresentaram nestas fases.

Após este primeiro condicionamento, o sinal já amplificado será enviado para a placa de filtragem e

conversão dos sinais. Nela, há dois filtros ativos passa-baixa de 3 pólos. Com isso, o sinal proveniente atenuará frequências acima de 40Hz. Em seguida, os dois sinais serão enviados para um conversor analógico-digital de 16 bits, que irá adequar o sinal contínuo para discreto à fim de utilizá-lo no próximo estágio. O sinal digitalizado será enviado para o microcontrolador do Arduino UNO que os encaminhará ao computador via cabo USB AB.

No computador, os sinais digitalizados serão processados por um software que compara em tempo real os níveis de concentração dos dois indivíduos. Para incentivar o jogador e dar um feedback para a sua concentração, desenvolveu-se um jogo na plataforma Unity chamado “My Bunny®”. O jogo consiste em simular uma brincadeira de “cabo-de-guerra”, porém, a sua ação será proveniente do EEG, sagrando-se vencedor aquele que estiver mais concentrado.

Resultados

O circuito do projeto foi montado, simulado e o layout foi gerado no software Eagle. A Figura 2 mostra a placa de aquisição e amplificação do sinal e a Figura 3 mostra a placa de filtragem e conversão.

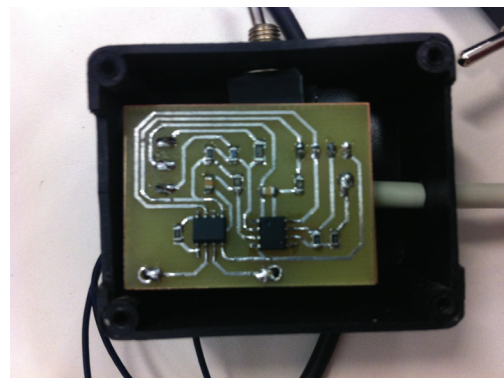


Figura 2. Placa de aquisição e amplificação



Figura 3. Placa de filtragem e conversão

O software conta com três etapas. Na primeira etapa é feita a aquisição dos dados e definição da taxa de amostragem através da plataforma Arduino. Na segunda etapa, utilizou-se a plataforma C# para processamento e a análise dos dados. E na última etapa foi utilizada a plataforma Unity3D para desenvolver um jogo que apresenta o resultado entre a comparação dos sinais captados. O jogo mostra qual jogador está mais concentrado através do movimento de personagens virtuais.

Os sinais captados pelos eletrodos foram representados em uma tela específica do software como mostra a Figura 4. Na parte superior desta tela, temos dois sinais aleatórios gerados para teste e captados pelo sistema de aquisição, representando cada um dos jogadores, diferenciados por cor para facilitar a visualização. Este feedback é essencial, pois, além do coelho andando, o jogador poderá visualizar o seu sinal em tempo real e, assim, tentar se concentrar mais e reverter a situação na qual o coelho se encontra. O gráfico inferior mostra a Transformada Rápida de Fourier (FFT) do sinal amostrado no gráfico superior.



Figura 4. Sinais coletados (acima) e processamento destes sinais (abaixo) no software MyBunny

A Figura 5 mostra a tela inicial do jogo MyBunny em que pode-se escolher a quantidade de coelhos que vão participar do jogo. Neste caso, ao se escolher 3 coelhos, por exemplo, o jogador que concentrar-se mais e conseguir levar 2 coelhos para a sua casa, será considerado o vencedor. Analogamente, para 5 coelhos serão 3 coelhos para ganhar e no caso de 7 coelhos, precisa-se de 4 coelhos para vencer.

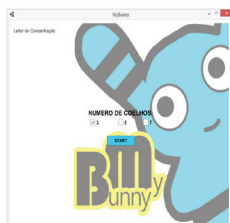


Figura 5. Tela de início do jogo MyBunny

A Figura 6 mostra o jogo em execução, com o coelho descendo para o corredor de comparação dos jogadores. Esta é a interface básica do software na qual mostra-se o jogo em execução e a tela de processamento dos sinais.

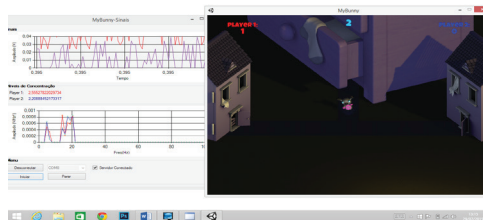


Figura 6. Jogo MyBunny em execução

Discussões

O sistema desenvolvido traz benefícios para indivíduos que apresentam dificuldade em se concentrar,

permitindo que eles treinem e fortaleçam tal habilidade. Além disso, como o projeto foi desenvolvido em forma de jogo, possibilita-se o entretenimento dos usuários, bem como a interação entre eles.

Conclusão

A concentração é uma forma intensa de atenção e apresenta extrema importância durante a execução de atividades do cotidiano. Tal capacidade é fundamental no processo de aprendizado e na prática de diversos esportes. O fato do indivíduo não ter um feedback do seu nível de concentração enquanto executa uma tarefa pode ser um empecilho para o desenvolvimento dessa habilidade. Visto que o jogo “My Bunny®” mostra o nível de concentração dos usuários e os estimula a focar sua atenção, o projeto é de extrema importância para o treinamento e aprimoramento da capacidade de concentração dos indivíduos.

Referências

- [1] Eletroencefalograma. Disponível em: <<http://www.abc.med.br/>>. Acesso em: 10 de Junho 2015.
- [2] GUYTON, Arthur C.; HALL, John E.. **Tratado de Fisiologia Médica**. 11. ed. Jackson: Saunders Elsevier, 2006. 1113 p.

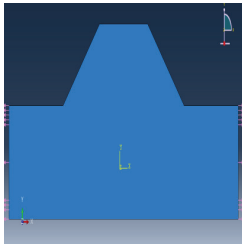


Figure 3. Aplicação das forças na SPM durante a ERM.

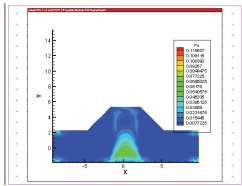


Figure 4. Estímulo mecânico na SPM sujeita a ERM.

posterior, em que os dentes posteriores superiores estão internamente em relação aos dentes inferiores quando os dentes estão se tocando [1].

A ideia principal é mostrar que a hipótese adotada inicialmente pelo estudo, foi provada por meio dos resultados obtidos computacionalmente, sendo que um grande aparato para esta implicação foi que a evolução celular no ambiente sutural apresentado por [2] foi visivelmente obtida nos resultados simulados.

Para tal feito, as equações apresentadas, com a intenção de representar a evolução celular após a ERM foram baseadas em [3], onde serviu de base para o desenvolvimento do código computacional que representase as equações.

O modelo da SPM foi um modelo simplificado em duas dimensões, baseado na imagem obtida em [2], sendo que suas dimensões foram aproximadas de acordo com [2].

O problema aqui tratado, foi estudado do ponto de vista mecanobiológico, no que utilizando conceitos de engenharia preventiva, foi utilizado o MEF como ferramenta básica para a modelagem do sistema biológico formado pela sutura.

Metodologia

O desenvolvimento da geometria da SPM foi feito com o software de Elementos Finitos, Abaqus. A malha da geometria gerada é composta por 959 elementos quadriláteros, e foi gerado 2940 nós.

As equações constitutivas da SPM foram baseadas em [3], e resolvida pelo MEF. Posteriormente foi feito o código computacional na linguagem FORTRAN, onde estão incluídas as condições de contorno e condições iniciais baseadas em [2]. Também estão incluídos no código, as forças aplicadas na SPM durante o tratamento da ERM, e o material que constitui a SPM, obtidos de [1].

A visualização dos resultados obtidos foram a partir dos software Tecplot, podendo ser analisado a evolução celular de células tronco, células ósseas, e a magnitude dos estímulos mecânicos na SPM.

À medida que foram ajustadas as condições de contorno e condições iniciais no código, foram coletados os resultados obtidos, e analisados em comparação com os resultados reais apresentados em [2].

As equações constitutivas que foram implementadas no código foram apresentadas da seguinte forma:

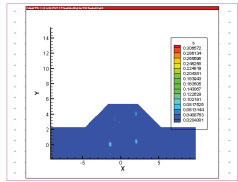


Figure 5. Formação de tecido ósseo (b) 1 dia após a ERM.

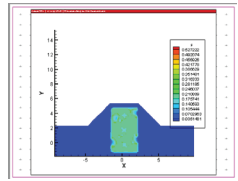


Figure 6. Presença das células tronco (s) 1 dia após a ERM.

$$\begin{cases} \frac{\partial c_s}{\partial t} + \nabla \cdot (\hat{u} c_s) = \nabla \cdot (D_s \nabla c_s) + \alpha \psi c_s - K_s^b M_b(\psi, v, t) c_s - K_s^f M_f(\psi, t) c_s + K_c c_s \\ \frac{\partial c_b}{\partial t} + \nabla \cdot (\hat{u} c_b) = K_s^b M_b c_s + K_h^b F_h^b(\psi, v) c_h - K_h^d F_d(\psi) c_b \\ \frac{\partial c_h}{\partial t} = -K_h^b F_h^b(\psi, v) c_h - K_h^d F_d(\psi) c_h \\ \frac{\partial c_f}{\partial t} + \nabla \cdot (\hat{u} c_f) = K_s^f M_f(\psi, t) c_s - K_f^d F_d(\psi) c_f \\ \frac{\partial v}{\partial t} + \nabla \cdot (\hat{u} v) = \nabla \cdot (D_v (\rho_s, \rho_b, \rho_f) \nabla v) F_v(\psi) - K_v^d F_d(\psi) v \end{cases}$$

O sistema acima, representa como ocorre a variação da concentração de células tronco, células ósseas, condrócitos, fibroblastos e vasos sanguíneos, em relação ao tempo, em termos de suas difusões, taxa de diferenciação e estímulos mecânicos decorrentes.

Essas equações foram incorporadas em uma geometria que se assemelha à Figura 1, apresentada em [2].

O crescimento, a proliferação e a difusão das células são todos representados pelo sistema de equações.

Na Figura 1 temos: (A) A SPM logo após o tratamento da ERM, mostrando toda sua citologia em (B), estando presente osteoblastos de forma desorganizada e próximas da superfície óssea [2], vasos sanguíneos mais dilatados, um pouco de fibroblastos, fibras colágenas e alguns macróga-

gos e neutrófilos decorrentes do processo inflamatório. Em (C), está representado a SPM após 48 h de ter ocorrido a ERM, onde temos visivelmente o aparecimento de ilhotas de osso embrionário circundados de células ósseas (osteoblastos). Por fim, em (D) as setas vermelhas mostram a formação de linhas de deposição óssea.

A descrição dos fenômenos ocorridos na SPM na Figura 1 (A) e (B), serviram para a determinação das condições iniciais e de contorno que foram incluídas ao código computacional.

Resultados e Discussão

Os primeiros resultados obtidos foram por meio do software de elementos finitos, Abaqus. Foi desenvolvido um modelo da sutura em 2D, que permitiu observar como se comporta a SPM com os estímulos mecânicos decorrentes da mastigação. O formato da geometria foi baseado em dimensões encontradas na literatura, sendo inspirado na Figura 1. Essa geometria é composta pelo osso maduro (1), SPM (2), vasos sanguíneos (3), e periósteo superior e inferior (4); para a análise da evolução biológica do local, foi incorporado as células de fibroblastos, osteoblastos (células ósseas) e células tronco.

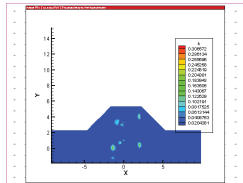


Figure 7. Formação de tecido ósseo (b) 2 dia após a ERM.

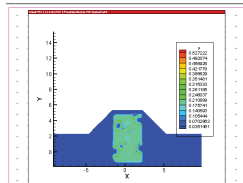


Figure 8. Presença das células tronco (s) 2 dia após a ERM.

A aplicação das forças submetidas na SPM durante a mastigação foi representada no software, Abaqus, e está demonstrada na figura 3. Essas forças laterais, de grandeza igual a 0,1 Mpa, são forças cíclicas de frequência igual a 1 Hz.

O resultado encontrados sobre a influência dos estímulos mecânicos na SPM decorrido um dia após o tratamento da ERM pôde ser analisado na Figura 4. A escala do gráfico está em (mm) para o eixo X e Y, e a legenda representada por Psi, é o estímulo mecânico medido em MPa.

Pode ser visto que a maior concentração de tensões está presente na região verde situada na SPM (Figura 4), sendo que as forças que proporcionaram esta situação está representada na Figura 3.

Quando se analisa a formação de tecido ósseo na mesma simulação, para as mesmas condições de contorno e condições iniciais, temos a Figura 5, onde tem-se o aparecimento, ainda fraco, de osteoblastos próximos à superfície óssea do osso maduro. A legenda da figura 5 está expressa em termos de porcentagem de células osteoblásticas. As células tronco encontradas no ambiente sutural um dia após a ERM também foram analisadas e estão apresentadas na figura 6.

A concentração de células tronco tem sua concentração diminuída justamente onde ocorre o aparecimento de células ósseas. E passados 48 h foi observado que os estímulos mecânicos presentes na sutura continuam os mesmos apresentados pela Figura 4.

Nas mesmas 48 h, a formação de células osteoblásticas também foram coletadas na simulação (Figura 7).

De forma bem mais nítida, da para perceber as concentrações de células osteoblásticas formando uma espécie de ilhotas próximas às extremidades ósseas do osso maduro.

Já a formação de células tronco após 48 h se encontra na Figura 8.

Conclusão

Na seção anterior, podemos observar que ao se aplicar as forças de mastigação na SPM após a ERM, como mostrado na Figura 3, podemos ver que a influência destes estímulos mecânicos (Figura 4) estão situados mais concentrados na região central e inferior da SPM. Este resultado se dá pelo fato da assimetria da figura desenvolvida para a SPM, pois as maiores concentração estão

justamente na direção da aplicação das forças aplicadas nas extremidades da SPM.

Ao observarmos a evolução das células tronco e das células ósseas, pode-se ver claramente que nos dois primeiros dias a concentração das células tronco diminui justamente nas regiões onde ocorre o aparecimento de células ósseas. Isso ocorre devido a capacidade das células tronco se diferenciarem em células ósseas. Esse caráter também era esperado pelo sistema de equações proposto.

Portanto, podemos nos questionar o por que isso ocorre! E a hipótese levantada para este estudo, que é influência dos estímulos mecânicos no processo de regeneração óssea pode ser comprovada por uma análise minuciosa dos resultados desta pesquisa, fruto de um trabalho oneroso. Nesta, pode-se concluir que o aparecimento de osteoblastos após 48 h (Figura 7), ocorre preferencialmente na região de maior estímulo mecânico.

Um grande indício da validação desta hipótese, está na grande semelhança do crescimento de células ósseas obtidos com na Figura 7, como exemplificado por [2] na Figura 1 (C). Exatamente após 48 h, o que é observado na formação óssea da sutura real, é muito aproximado com o resulta-

do obtido da simulação computacional (Figura 7) ao qual se propôs o estudo presente.

Por fim, na Figura 8 temos que as células tronco se diferenciaram em células ósseas, e por decorrência, a concentração deste tipo de célula tende a diminuir justamente onde ocorre o crescimento de osteoblastos.

Agradecimentos

Os autores gostariam de agradecer as agências brasileiras PRPPG / UFVJM e a FAPEMIG para oferecer os recursos financeiros necessários para o desenvolvimento deste estudo, número do projeto APQ 00454-13.

Referências

- [1] SERPE, L. C.T. et al. Strain level at midpalatal suture – Correlation with mechanobiological concepts. 22nd International Congress of Mechanical Engineering (COBEM 2013). Ribeirão Preto, 2013.
- [2] CONSOLARO, A.; CONSOLARO, M. A. M. O. Protocolo semanal repetitivo de Expansão Rápida da Maxila e Construção Alternadas e técnica de Protração Maxilar Ortopédica Efetiva: Por que? Como? Revista Clínica Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial., v. 6, n. 6, p. 106-111, 2007.
- [3] TORRES, L. A. G. *Mechanobiology of Bone Healing: Computational and Experimental Study*. Dissertação (Doutorado em Mecânica Computacional). Universidade de Zaragoza, 2011.

CARACTERIZAÇÃO DO EEG CONTAMINADO POR EMG POR MEIO DA DECOMPOSIÇÃO DE MODOS EMPÍRICOS

Gustavo Moreira da Silva

Universidade Federal de Uberlândia
Av. João Naves de Ávila, 2121
Bairro Santa Mônica
Uberlândia, MG Brasil
gustavomoreiras@ymail.com

Carlos Magno Medeiros Queiroz

Universidade Federal de Uberlândia
carlos.queiroz@iftm.edu.br

Gerson Flavio Mendes de Lima

Universidade Federal de Uberlândia
gersonlima@ieee.org

João Areis Ferreira Barbosa Júnior

Universidade Federal de Uberlândia
johnareis@gmail.com

Adriano de Oliveira Andrade

Universidade Federal de Uberlândia
aoandrade@feelt.ufu.br

Resumo

Este artigo apresenta uma caracterização do Eletroencefalograma (EEG) normal e contaminado com ruído de Eletromiografia (EMG) por meio da técnica de Decomposição de Modos Empíricos. Por meio dessa técnica, o EEG foi decomposto em 10 Componentes do Modo Intrínseco (IMFs) as quais somadas representam o EEG original. Essa análise preliminar foi realizada no lobo occipital devido ao fato da facilidade experimental de se obter diferentes ritmos de atividade EEG nessa região, através de simples ações como fechar ou abrir os olhos, em que facilmente e visualmente se distingue os ritmos clássicos alfa (8-13 Hz) e beta (>13 Hz). Foi analisado também o EEG do lobo occipital contaminado durante uma contração do músculo temporal com os olhos abertos e em seguida outra com os olhos fechados.

Palavras-chave: EEG, EMG, filtro, EMD, IMF.

Introdução

O registro eletroencefalográfico (EEG) capta a atividade elétrica dos eletrodos localizados no escalpo e traduz a atividade neuronal nas proximidades do eletrodo. As aplicações do EEG abrangem diversos assuntos, incluindo diagnóstico de patologias, biofeedback e interfaces cérebro-máquina (ICM) [1].

EEG é um sinal de amplitude baixa na ordem de microvolts. Devido a isso, é um sinal altamente sensível a artefatos [1]. Tais artefatos são principalmente classificados como: (1) Instrumental, exemplo o ruído da rede elétrica de 60Hz; (2) Fisiológico, como piscar os olhos, a eletrocardiografia (ECG) e a eletromiografia (EMG) [1].

A contaminação por meio da atividade muscular constitui um dos graves problemas no registro do EEG de superfície. Devido a isso, existe uma variedade de estudos que apresentam métodos para a filtragem do EEG.. Assim, o projeto de filtros para eliminação ou atenuação desses sinais indesejáveis constitui um grande desafio tecnológico [2].

Novas tecnologias desenvolvidas na área de processamento de sinais permitem um aperfeiçoamento da análise de dados do EEG e dos seus artefatos. Este trabalho está enquadrado nesta

categoria e tem como objetivo analisar, por meio da técnica de Decomposição em Modos Empíricos (EMD), o sinal EEG do sinal captado por eletrodos localizados sobre o lobo occipital contaminado por EMG.

Decomposição em Modos Empíricos

O método EMD, desenvolvido por Huang, *et al.* (1998), apresenta-se como uma técnica com grande capacidade de caracterizar sinais EEG além de aperfeiçoar os resultados de atenuação de ruídos EMG. A técnica EMD decompõe os sinais, de uma forma adaptativa, numa soma de um número finito de componentes oscilatórias (ou modos), que constituem blocos construtivos “intrínsecos” desses sinais. [3].

Estas componentes são representadas por Funções associadas aos Modos Intrínsecos (IMFs), extraídas diretamente dos sinais. As IMFs representam modos de diferentes frequências, e são obtidas de uma maneira iterativa. A primeira IMF possui as maiores frequências enquanto a última se apresenta com as menores frequências

Nesse trabalho, durante a aquisição de EEG do lobo Occipital em que o voluntário realizou contrações voluntárias, afim de, introduzir ruído de

EMG no sinal de EEG. Após a aquisição, em cada atividade, o sinal foi separado em 10 IMF's para análise das componentes.

Metodologia

Caracterização do Estudo

Este trabalho propõe uma caracterização do EEG do lobo occipital contaminado por ruído de (EMG) através do método de Decomposição de Modo Intrínseco (EMD). O estudo obedece à Resolução 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde e as aquisições do sinal foram realizadas no Laboratório de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia (UFU) autorizado pelo Comitê de Ética em Pesquisas com Seres Humanos (CEP-UFU), sob Número CAAE: 43670815.4.0000.5152.

Aquisição de Dados

Foram selecionados 3 voluntários que obedeceram aos seguintes critérios de inclusão no estudo: (1) Ser hígido; (2) Ter idade entre 18 e 50 anos. Três grupos de dados foram coletados: (1) EEG padrão 10-20 do lobo occipital através dos eletrodos O1 e O2; (2) EMG do músculo temporal; (3)

Um *trigger* digital para sincronismo das atividades de realizadas pelo voluntário.

Para a aquisição dos sinais foi utilizando RHD200 da Intan, USA, [2]. O processo de aquisição dos dados ocorreu conforme diagrama mostrado na Figura 1. O diagrama mostra o processo de aquisição conjunta de EEG, EMG e do Trigger a uma taxa de amostragem de 20 kHz seguida de uma filtro Butterworth passa-banda sintonizado entre 0,1 Hz e 10 kHz, além de um filtro *notch* sintonizado em 60 Hz Para a aquisição dos dados são utilizados uma matriz de eletrodos de EMG e a touca de EEG da MEDCAP conforme mostrado na Figura 2.

O protocolo da coleta de dados conforme mostrado na na Figura 3, se baseou em quatro procedimentos, os quais se repetiram por 3 vezes. Se inicia com o voluntário(1) relaxado e de olhos abertos por 5 segundos, (2) relaxado e de olhos fechados por mias 5 segundos, mantendo uma contração do músculo temporal por 10 segundos, destes, os (3) 5 primeiros segundos de olhos abertos e outros (4) 5 segundos com os olhos fechados mas mantendo a contração.

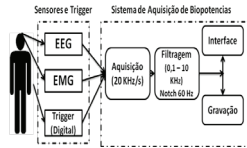


Figura 1. Processo de Aquisição dos Sinais..



Figura 2. Posicionamento dos Eletrodos de EEG e EMG.

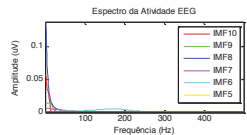


Figura 4. Espectro EEG Occipital com os olhos abertos e músculo relaxado (Procedimento 1).

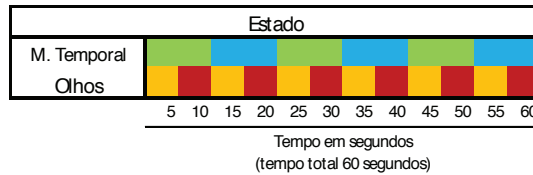


Figura 3. Protocolo da Coleta dos Dados.

Análise do Sinal

Após a aquisição e gravação dos dados, foi realizada decomposição do sinal pelo método EMD seguida da análise espectral dos sinais coletados. Esse processo deve permitir a comparação da atividade do lobo occipital nas quatro situações previstas no protocolo de aquisição.

Resultados

A Figura 4 apresenta o espectro EEG durante o procedimento 1 (olhos abertos – músculo relaxado). Apesar do eixo das frequências estar na faixa de 0 até 10 kHz (metade da frequência de amostragem de 20 kHz) as componentes de maior influência estão abaixo de 500 Hz conforme pode ser verificado na Figura 5 a qual mostra a porcentagem de energia das componentes do EEG.

Observa-se uma concentração de mais de 99% da energia do sinal nas IMFs com valores de pico. Essa característica de concentração da energia total nas IMFs de 5 a 10 se repete nos demais procedimentos.

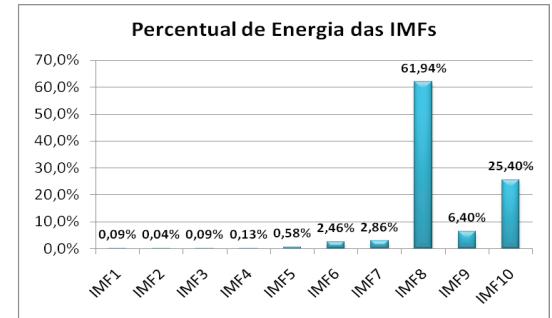


Figura 5. Percentual da energia de pico de cada IMF.

A Figura 6 apresenta um detalhamento da informação do espectro no contexto da largura de banda ocupada para as IMFs de 5 até 10. Observa-se através do eixo vertical do gráfico que as IMFs representadas ocupam uma faixa de frequência que vai de 0 Hz até aproximadamente 408 Hz. Observa-se também uma certa sobreposição das IMFs de 7 a 10. Observa-se também que a IMF 9 contém uma frequência de pico na ordem de 10

Hz e apresenta valores mínimos e máximos entre 1 e 18 Hz abrangendo a frequência clássica do EEG alfa com 6,4% da energia total do espectro.

cia de pico da mesma IMF no procedimento 1, 10 Hz. Contudo, a contribuição de energia dessa IMF saltou de 6,40% para 54%.

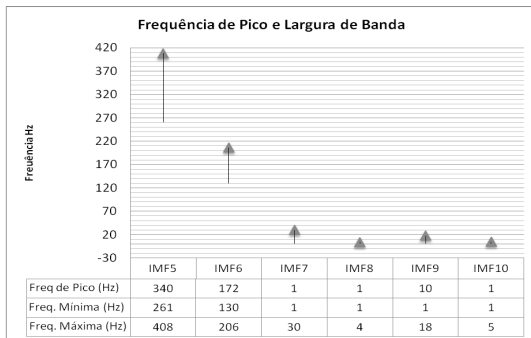


Figura 6. Frequência de Pico e Largura de Banda das IMFs do experimento 1.

Na sequência, foi analisado o espectro EEG durante o procedimento 2 (olhos fechados – músculo relaxado). Esse procedimento também repetiu o padrão do procedimento 1 de concentrar a maior parte da energia total (mais de 98%) nas IMFs de número 5 até número 10. Analisando as Figuras 7 e 8 observa-se que a IMF9 permanece com uma largura de banda, e principalmente, uma frequência de pico, 9 Hz, correspondente com a frequên-

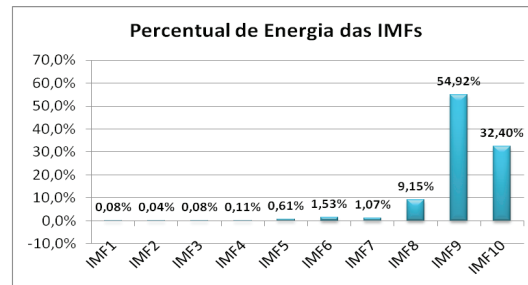


Figura 7. Percentual da energia de pico de cada IMF (Procedimento 2).

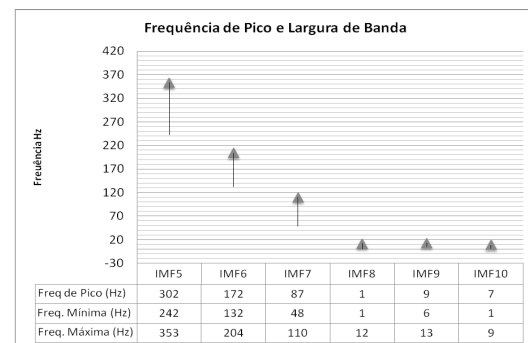


Figura 8. Frequência de pico e largura de banda do Procedimento 2.

A Figura 9 confirma o aumento de energia nas componentes de frequências mais altas (IMFs 5, 6 e 7) provavelmente decorrentes da ativação das fibras musculares do músculo temporal durante o experimento 3 (olhos abertos – músculo contraído).

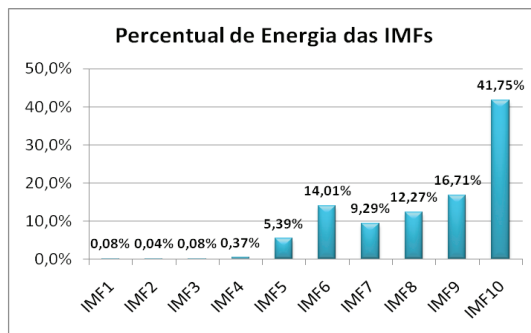


Figura 9. Percentual da energia de pico de cada IMF (Procedimento 3).

A Figura 10 apresenta as larguras de faixa ocupadas pelas IMFs de 5 à 10. Observa-se que IMF 8 tem frequência de pico em 10 Hz podendo ser caracterizada como a atividade alfa em que nesse procedimento é responsável por 12,27% da energia total do sinal. apresenta o espectro EEG durante o procedimento 4 (olhos fechados

– músculo contraído). Nesse procedimento também repete o padrão dos procedimentos 1 e 2 de concentrar a maior parte da energia total (mais de 98%) nas IMFs de número 5 até 10.

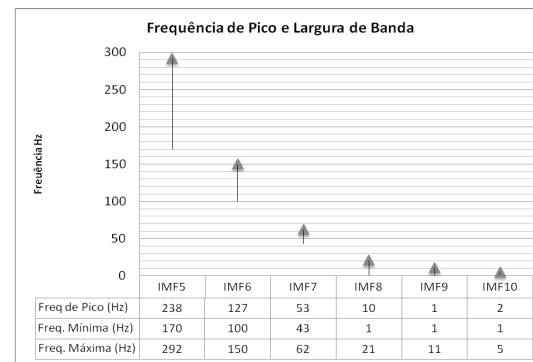


Figura 10. Frequência de pico e largura de banda do Procedimento 3.

A Figura 11 mostra as porcentagens das energias de pico em cada uma das IMFs.

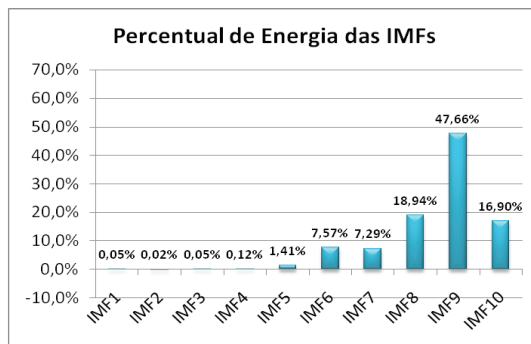


Figura 11. Percentual da energia de pico de cada IMF.

A Figura 12 mostra que a IMF9 contém uma largura de banda, e principalmente, uma frequência de pico, 9 Hz, correspondente com a a frequência de pico da IMF8 do procedimento 4, 10 Hz. Contudo, a contribuição de energia dessa IMF saltou de 12,27% para 47,66%, resultado esperado em um procedimento de abertura e fechamento dos olhos, contudo em sinal contaminado por sinal EMG proveniente da contração do músculo temporal.

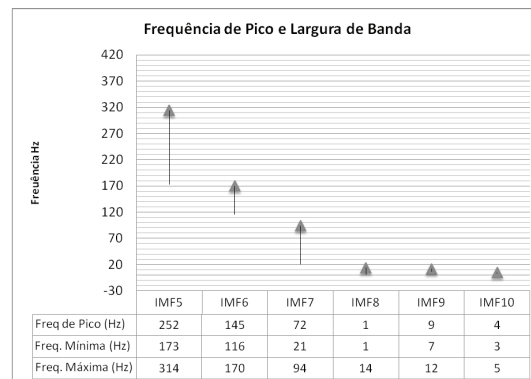


Figura 12. Frequência de pico e largura de banda do Procedimento 4.

Conclusões

Este trabalho apresentou a proposta de um novo método para a filtragem do sinal EEG contaminado por sinais EMG, chamado decomposição de modo empírico (EMD). O EMD é um método promissor, que pode ser aplicado para a remoção de ruído de baixa frequência ou ruído de alta frequência. Com esse trabalho foi possível caracterizar o ritmo alfa do EEG no lobo Occipital mesmo contaminado com EEG. Por fim, deve-se destacar que os autores já iniciaram o aprimoramento dessa proposta a fim de propor técnicas e

protocolos para observar a efetividade desse filtro em demais regiões cerebrais e com protocolos experimentais mais robustos.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao governo brasileiro (CAPES, CNPq e FAPEMIG) pelo apoio financeiro deste estudo.

Referências

- [1] R. R. GHARIEB, N. V. THAKOR. Neurological EEG Monitors: A Review. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. 2006.
- [2] RHD2000-Series Amplifier Evaluation System.http://www.intantech.com/RHD2132_16channel_amp_board.html.

[3] L.I. GONCHAROVA, D.J. MCFARLAND, T.M. VAUGHAN E J. R. WOLPAW. EMG contamination of EEG. Clinical Neurophysiology. 114. pag 1580-1593. 2003.

[4] N. E. HUANG, Z. SHEN, S. R. LONG, M. C. WU, H. H. SHIH, Q. ZHENG, N.-C. YEN, C. C. TUNG, H. H. LIU. The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis. Proc. Royal Soc. London (A):454, 903–995. November 1998.

[5] Kay, STEVEN M., 'Modern Spectral Estimation – Theory & Application', Prentice Hall, 1998.

[6] C.M. QUEIROZ, A. O. Andrade. Montagem e validação de um sistema de aquisição síncrona de biopotenciais. VII Simpósio de Engenharia Biomédica. 2014.