



2023

# Resumos de Trabalhos Científicos



**Comissão organizadora**  
*Organizing Committee*

**Coordenadores Gerais do Evento**

*General Event Coordinators*

Carlos Ernesto Garrido Salmon

Renata Ferranti Leoni

**Coordenadores de área**

*Area Coordinators*

Eder Rezende Moraes

George Cunha Cardoso

Juliana Fernandes Pavoni

Luciano Bachmann

Théo Zeferino Pavan

Luiz Otávio Murta Junior

**Comitê Consultivo**

*Advisory Committee*

Adriano de Oliveira Andrade (UFU)

Ana Patrocínio (UFU)

Antônio A. O. Carneiro (USP)

Eduardo Tavares Costa (UNICAMP)

Homero Schiabel (EESC-USP)

João Salinet (UFABC)

**Comitê Local**

*Local Committee*

Eduardo Rocha Arruda

Erika Joselyn Ludeña Maza

Erick Almeida de Souza

Giovanna de Souza Ragassi

Hohana Gabriela Konell

José Henrique Monteiro de Azevedo

Luiza Bezerra da Silva Licarião

Maria do Carmo Custodio da Silva

Pedro Henrique Tosta Cayres de Oliveira

Renan Hiroshi Matsuda



## XI Simpósio de Instrumentação e Imagens Médicas 2023

Departamento de Física-FFCLRP-USP

Pró-reitoria de Cultura e Extensão Universitária (PRCEU) – Evento: 7132

Ribeirão Preto, 8 a 10 de novembro de 2023

Realização



Apoio



## Prefácio

O Simpósio de Instrumentação e Imagem Médica, evento brasileiro bianual, visa reunir pesquisadores de importantes linhas de atividade nas áreas de Engenharia Biomédica e Física Médica, em especial profissionais, pesquisadores, alunos de graduação e pós-graduação que atuam nas áreas de treinamento, processamento e aplicações de imagens médicas, ou desenvolvimento, implementação e aplicação de instrumentação para fins biomédicos.

Em 2023, o evento em sua XI edição ocorreu em formato híbrido com transmissão pelo canal do YouTube do Departamento de Física e nesta edição específica foi realizado em conjunto com a Semana de Física Médica do Bacharelado em Física Médica-FFCLRP-USP e com o processo avaliativo do Programa de Pós-Graduação em Física Aplicada à Medicina e Biologia-FFCLRP-USP trazendo maior sinergia entre alunos de graduação/pós-graduação, pesquisadores e profissionais da área.

O evento contou com duas grandes áreas temáticas, que incluíram os seguintes tópicos

### **Imagens Médicas:**

- Métodos de Imagem e Técnicas Quantitativas
- Qualidade e processamento de imagens
- Intervenções médicas e procedimentos terapêuticos guiados por imagem
- Aprendizado de máquina aplicado a imagens médicas
- 

### **Instrumentação Biomédica:**

- Dispositivos biomédicos
- Dispositivos de medição e controle em Biomedicina
- equipamento eletromédico
- Interface cérebro-máquina
- Manufatura 3D
- Biomateriais

## Sumário

INVESTIGATION OF EEG SIGNALS GENERATED USING IMAGINED SPEECH FOR APPLICATION IN BCIS.....	10
CONSTRUCTION OF A HIGH-PERFORMANCE SHIELD FOR IN VIVO STUDIES WITH OPTICAL PUMPING MAGNETOMETERS.....	12
PROTÓTIPO AVALIADOR DE EFICAZ DOS ÓCULOS DE SOL NO BLOQUEIO DA LUZ DISPERSA DO AMBIENTE NOS OLHOS.....	15
UV PROTECTION NOT ASSOCIATED WITH LENS SPECTROSCOPY: HOW THE GEOMETRY OF SUNGLASSES FRAMES CAN CONTRIBUTE TO EYE SAFETY.....	17
DESENVOLVIMENTO DE SOFTWARE PARA CAPNOGRAFIA VOLUMÉTRICA DE USO AMBULATORIAL.....	19
DESENVOLVIMENTO DE PROTÓTIPO DE OBJETO SIMULADOR MAMOGRÁFICO PINHEIRO.....	22
DESENVOLVIMENTO DE OBJETOS SIMULADORES (PHANTOMS) ANTROPOMÓRFICOS EQUIVALENTES AO TECIDO DA REGIÃO ABDOMINAL.....	24
DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE TOMOGRAFIA POR EMISSÃO DE PÓSITRONS: SIMULAÇÃO E RECONSTRUÇÃO TOMOGRÁFICA.....	28
DESIGN OF AN ULTRASONIC PLATFORM FOR GENERATING 3D ELASTOGRAPHIC IMAGES OF THE BREAST.....	30
LUNG CT IMAGE SEGMENTATION: A COMPARISON BETWEEN BINARY CROSS ENTROPY AND DICE SCORE COEFFICIENT.....	32
BIOMECÂNICA DO REFORÇO PREVENTIVO DO EXTREMO PROXIMAL FEMORAL.....	34
AVALIAÇÃO DE ESQUEMA CADx EM MAMOGRAFIA DIGITAL COM IMAGENS REAIS E DE UM PHANTOM DE MAMA.....	37
SEGMENTAÇÃO AUTOMATIZADA DE CORPOS VERTEBRAIS LOMBARES EM EXAMES DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA USANDO MASK R-CNN.....	39
MEDIDAS DE ACUSTOGRAFIA POR PULSO-EMISSÃO (APE) EM OSSOS TRABECULARES.....	42
TEMPERATURE AND POST-MORTEM INTERVAL EFFECTS ON HUMAN BRAINS SUSCEPTIBILITY VALUES.....	46
BASELINE MRI-BASED PREDICTORS OF ANTIDEPRESSANT RESPONSE TO THE USE OF INTERMITTENT THETA-BURST STIMULATION IN THE.....	48
TREATMENT OF UNIPOLAR DEPRESSION.....	48
APLICAÇÃO DE REDES PROFUNDAS SOBRE CARACTERÍSTICAS RADIÔMICAS DE IMAGENS HISTOLÓGICAS PARA AUXÍLIO AO DIAGNÓSTICO DE CÂNCER DE MAMA....	50
DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE PRESCRIÇÃO COM IA USANDO ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NO TRATAMENTO DE TUMOR CEREBRAL.....	52
PYCRT - A PYTHON LIBRARY FOR MEASURING CAPILLARY REFILL TIME.....	54
ECGI FOR ATRIAL FIBRILLATION: ANALYSIS OF PRELIMINARY RESULTS FROM ANIMAL MODEL SETUP.....	56
A NON-INVASIVE CARDIAC ELECTRICAL MAPPING SYSTEM: VALIDATION AND ANALYSIS IN ISOLATED RABBIT HEART.....	59
DESENVOLVIMENTO DE UM CAPNÓGRAFO VOLUMÉTRICO PORTÁTIL.....	62

DEVELOPMENT AND BIOMEDICAL APPLICATION OF A NEW DETECTION SYSTEM BASED ON OPTICAL PUMPING MAGNETOMETERS (OPMs).....	65
FAMACOMAGNETOGRAFIA DE SISTEMAS GASTRORRETENSIVOS FLUTUANTES ANALISADOS EM VOLUNTÁRIOS EM DIFERENTES ESTADOS PRANDIAIS (JEJUM/ALIMENTADO) UTILIZANDO A TÉCNICA BIOMAGNÉTICA DE BIOSUSCEPTOMETRIA DE CORRENTE ALTERNADA.....	66
MODELAGEM NUMÉRICA, CONSTRUÇÃO E CARACTERIZAÇÃO DE UM TRANSDUTOR DO TIPO LANGEVIN PARA ENTREGA TRANSDÉRMICA DE FÁRMACOS.....	67
UV INNER REFLECTION IN SUNGLASSES LENSES.....	69
LOCAL ACTIVATION TIME FOR CHACTERIZATION OF ATRIAL ACTIVITY IN LANGENDORFF-PERFUSED ISOLATED RABBIT HEARTS.....	72
NEW AC BIOSUSCEPTOMETRY APPROACHES FOR INCREASING SPATIAL RESOLUTION AND RECONSTRUCTING 3D QUANTITATIVE IMAGES OF MAGNETIC NANOPARTICLES. .....	74
OBTENÇÃO DE IMAGENS QUANTITATIVAS ATRAVÉS DA APLICAÇÃO DO PROBLEMA INVERSO UTILIZANDO UM SISTEMA HÍBRIDO DE MAGNETORRESISTORES ANISOTRÓPICOS E BAC.....	75
OBJETO SIMULADOR DE MAMA EM MANUFATURA ADITIVA.....	77
BIOMATERIALS BASED ON CARRAGEENAN: A COMPREHENSIVE STUDY ON THE INFLUENCE OF THIS NATURAL SULFATED POLYSACCHARIDE ON BONE BIOMINERALIZATION.....	79
AVALIAÇÃO DOS EFEITOS DA ESTIMULAÇÃO MAGNÉTICA TRANSCRANIANA NA SINCRONICIDADE DAS MÃOS APÓS ATAQUES VASCULARES CEREBRAIS.....	80
VALIDANDO A PRECISÃO E ACURÁCIA DE UM SISTEMA DE ULTRASSOM ROBÓTICO GUIADO POR SENSOR DE FORÇA.....	82
MAGNETORESISTIVE SENSORS APPLIED TO PHARMACOMAGNETOGRAPHY STUDIES	85
POWER SPECTRAL ANALYSIS OF ELECTROMYOGRAPHY SIGNALS TO EVALUATE RIGIDITY IN PARKINSON’S DISEASE.....	87
SPATIAL PATTERNS EVOLUTION OF A BCI ON A NEUROFEEDBACK PROTOCOL.....	90
SETUP FOR CARDIAC ELECTROPHYSIOLOGICAL ANALYSIS IN ISOLATED RABBIT HEART.....	91
A MAP-BASED APPROACH TO NEURONAL SYNCHRONIZATION.....	94
COMO TORNAR A PROTOPORFIRINA IX MAIS EFICIENTE?.....	96
WEARABLE MICROELECTRONIC SYSTEM FOR MONITORING ADHERENCE TO REMOVABLE ORTHODONTIC APPLIANCE USAGE.....	99
WEARABLE MICROELECTRONIC SYSTEM FOR MONITORING ADHERENCE TO REMOVABLE ORTHODONTIC APPLIANCE USAGE.....	100
USO DE IMAGENS DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA FUNCIONAL EM ESTADO DE REPOUSO PARA LATERALIZAÇÃO DE FUNÇÕES EXECUTIVAS PARA MAPEAMENTO PRÉ-CIRÚRGICO.....	103
MAGNETOACUSTOGRAFIA COMO TÉCNICA PARA LOCALIZAÇÃO DE NANOPARTÍCULAS MAGNÉTICAS E MEDIDAS VISCOELÁSTICAS DE TECIDOS BIOLÓGICOS.....	105
SEGMENTAÇÃO E QUANTIFICAÇÃO DE BIOFILME EM IMAGENS DE PRÓTESE DENTÁRIA COM FLUORESCÊNCIA PARA AUXÍLIO AO DIAGNÓSTICO DE ESTOMATITE .....	107

COMPARAÇÃO DE CURVAS CARACTERÍSTICAS DE IMAGENS PÓS-PROCESSADAS E RAW GERADAS POR SISTEMAS ELETRONICOS DE AQUISIÇÃO DE IMAGENS DIGITAIS EM MAMOGRAFIA.....	109
AVALIAÇÃO DA INTEGRIDADE DO NERVO TRIGÊMEO E SUA ASSOCIAÇÃO COM O ENVELHECIMENTO SAUDÁVEL: UM ESTUDO POR RESSONÂNCIA MAGNÉTICA. UM ESTUDO PILOTO.....	112
PREDIÇÃO DA PERCEPÇÃO HUMANA SUBJETIVA DO TEMPO A PARTIR DE IMAGEM POR RESSONÂNCIA MAGNÉTICA FUNCIONAL.....	114
ASSESSMENT OF U-NET IN THE SEGMENTATION OF SHORT TRACTS: TRANSFERRING TO CLINICAL MRI ROUTINE.....	116
ANÁLISE MERCADOLÓGICA DE EQUIPAMENTOS DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA EM LICITAÇÕES PÚBLICAS NO BRASIL.....	118
AVALIAÇÃO DE METODOLOGIA PARA REALCE DE NÓDULOS EM IMAGENS DE MAMAS DENSAS.....	120
MAPEAMENTO DA VASORREATIVIDADE CEREBRAL SEM ESTÍMULO VASOATIVO: UMA APLICAÇÃO EM DOENÇA DE ALZHEIMER.....	122
MELHORIA DE IMAGENS FOTOACÚSTICAS COM APLICAÇÃO DA TÉCNICA DE RECONSTRUÇÃO DE COERÊNCIA ESPACIAL DE CURTA DURAÇÃO EM CONDIÇÃO DE BAIXA FLUÊNCIA ÓPTICA.....	125
TESTE DINÂMICO DE ACEITAÇÃO EM MÁQUINA SPECT/CT DISCOVERY NM 830 CONFORME A QUALITY ASSURANCE PARA SISTEMAS SPECT.....	128
ANÁLISE DO RISCO DE INCIDÊNCIA DE CÂNCER SECUNDÁRIO NO USO DA RADIOTERAPIA NA TÉCNICA DE ABLAÇÃO OVARIANA.....	131
CARACTERIZAÇÃO DE SISTEMA DE MAMOGRAFIA DIGITAL DR USANDO COMBINAÇÃO ANODO/FILTRO DE W/AG.....	133
THERANOSTIC THERAPY SCAN IMAGES DEBLURING AND RECONSTRUCTION BY MAXIMUM- LIKELIHOOD DECONVOLUTION.....	136
O USO DE APRENDIZADO DE MÁQUINA E TRACTOGRAFIA NA.....	139
COMPUTATIONAL TOOL FOR SUSCEPTIBILITY WEIGHTED IMAGING.....	141
QUANTIFICAÇÃO DE RADIODERMITE A PARTIR DE IMAGENS DIGITAIS DA PELE DA MAMA UTILIZANDO RADIOMICS.....	143
PLATAFORMA DE AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DE MAGNETOACUSTOGRAFIA.....	145
IMPLEMENTATION OF B-MODE ULTRASOUND IMAGING SYSTEM ON XILINX ZEDBOARD.....	146
DEVELOPMENT AND APPLICATION OF A NEW COMPUTATIONAL MODEL OF REALISTIC NOISE RELATED TO AC BIOSUSCEPTOMETRY.....	149
SOFTWARE PARA INSERÇÃO DIGITAL DE LESÕES MAMÁRIAS SIMULADAS.....	150
IMAGENS TÉRMICAS POR ILUMINAÇÃO LED EM FOTOACÚSTICA.....	153
IMPACT OF TEMPORAL DELAYS ON FUNCTIONAL CONNECTIVITY MOTIFS: IMPLICATIONS FOR HAND TASK DIFFERENTIATION IN BCIs.....	154
ESTIMATIVA DE SEXO E IDADE A PARTIR DE RADIOGRAFIA PANORÂMICA ODONTOLÓGICA UTILIZANDO INTELIGÊNCIA ARTIFICIAL.....	156
EFEITOS DA RADIOTERAPIA NO TECIDO CEREBRAL DE PACIENTES COM TUMORES AVALIADOS POR IMAGENS DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA.....	159

OBTENÇÃO DE IMAGENS ELASTOGRÁFICAS DA MAMA USANDO ULTRASSOM ROBÓTICO.....	161
ANÁLISE DA RIGIDEZ DE UM <i>PHANTOM</i> POR MEIO DA TÉCNICA DE ELASTOGRAFIA POR ONDAS DE CISALHAMENTO.....	164
BIOMECÂNICA DA FIXAÇÃO DE FRATURA DA DISJUNÇÃO DA SÍNFISE PÚBICA OSTEOPORÓTICA.....	166
SYNTHETIC 2D BREAST IMAGE GENERATION FROM 3D DIGITAL MAMMOGRAPHY TOMOSYNTHESIS VOLUMES USING MAXIMUM INTENSITY PROJECTION (MIP) TECHNIQUE.....	169
APRENDIZADO DE MÁQUINAS EM CARACTERÍSTICAS RADIÔMICAS PARA O AUXÍLIO AO DIAGNÓSTICO EM IMAGENS HISTOLÓGICAS DE CÂNCER DE.....	171
SIMULAÇÃO ANALÍTICA DA DEFORMAÇÃO DE ÓRGÃOS COM LÍQUIDO NO INTERIOR ENVOLTOS POR BIO-MEMBRANA ELÁSTICA: APLICAÇÃO AO OLHO HUMANO.....	173
ALTERAÇÕES ESTRUTURAIS CEREBRAIS DE PACIENTES COM DOENÇA DE PARKINSON DE NOVO AVALIADOS POR IMAGEM DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA.....	175
Q-MAM: PROGRAMA PARA AVALIAÇÃO AUTOMÁTICA DE QUALIDADE A PARTIR DE IMAGENS DIGITAIS DE <i>PHANTOMS</i> DE MAMA PADRONIZADOS.....	178



## INVESTIGATION OF EEG SIGNALS GENERATED USING IMAGINED SPEECH FOR APPLICATION IN BCIS

Abreu E.<sup>1,2</sup>, Castellano G.<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Raios C3smicos e Cronologia, Instituto de F3sica Gleb Wataghin, Unicamp

<sup>2</sup>Brazilian Institute of Neuroscience and Neurotechnology (BRAINN)

contact: [eduardo.ads318@gmail.com](mailto:eduardo.ads318@gmail.com)

**Introduction:** Inner-Speech (IS) based Brain-Computer Interfaces (BCIs) are systems that use brain signals produced during the imagination of speech to control external devices. Conventional methods employed for the classification of brain signals associated with IS tasks, involving time-frequency domain features, have yielded diverse rates of success [1], [2]. We propose a novel strategy that relies on functional connectivity measures for feature extraction, to be fed to a Support Vector Machine (SVM) classifier.

**Materials and Methods:** This study uses the dataset “Thinking out loud” [3], consisting of records from ten healthy participants (34±10 years, 6 men). During the experiment, participants were instructed to mentally articulate the word corresponding to each visual stimulus displayed on a screen (“Up”, “Down”, “Left” or “Right”, in Spanish) for a total of 2.5s in each trial. EEG data from 128 electrodes were captured at 1024Hz using a BioSemi equipment. Data underwent preprocessing involving bandpass filtering (0.5Hz – 100Hz), blink artifact removal, and downsampling to 256Hz. Two distinct analyses were conducted: one utilizing 2.5-second IS segments, and the other employing four 1-second samples for each 2.5s IS segment (i.e, using a 50% overlap for data augmentation). Next, epochs were filtered into 11 frequency bands (12Hz-15Hz, 15Hz-18Hz, ..., 45Hz-48Hz). Connectivity matrices were generated using the motif synchronization method, and three node metrics (strength, centrality degree, eigenvector centrality) were computed. Following this, a two-stage classification process was executed. In the first stage, SVM was employed to rank features based on their discriminatory strength. Subsequently, top-performing features were combined to identify the optimal feature combination, with 5-fold cross-validation performed at each step.

**Results:** Table 1 shows achieved classification accuracies. The average accuracies of 38.2% and 48.5% surpass those obtained with similar studies using the same dataset (<37.0%) [1], [2].

Table 1: Accuracies for all participants. Acc.= accuracy; 2.5 s = 2.5 seconds samples; 1.0 s = 1.0 second samples.

Participant	01	02	03	04	05	06	07	08	09	10	Mean	Std
Acc. 2.5 s (%)	39.5	43.3	33.3	38.3	37.9	36.7	40.0	43.0	40.4	30.0	38.2	3.7
Acc. 1.0 s (%)	50.0	46.4	46.5	47.9	45.0	60.7	42.7	49.4	45.8	51.0	48.5	4.7

**Conclusions:** Our study demonstrated the efficacy of connectivity-based features in classifying IS brain signals, yielding accuracies slightly superior to those reported in prior

studies on the same dataset. These findings could have significant implications for the enhancement of IS recognition in BCI applications, the facilitation of neurophysiological signal analysis, and the progression of assistive technology and cognitive research. Further refinements hold the potential to advance BCIs and their associated applications.

**References:**

- F. Gasparini, E. Cazzaniga, and A. Saibene, “Inner speech recognition through electroencephalographic signals,” Oct. 2022, [Online]. Available: <http://arxiv.org/abs/2210.06472>
- B. Van Den Berg, S. Van Donkelaar, and M. Alimardani, “Inner Speech Classification using EEG Signals: A Deep Learning Approach,” 2021 IEEE 2nd International Conference on Human-Machine Systems (ICHMS), pp. 1–4, 2021.
- N. Nieto, V. Peterson, H. L. Rufiner, J. E. Kamienkowski, and R. Spies, “Thinking out loud, an open-access EEG-based BCI dataset for inner speech recognition,” *Sci Data*, vol. 9, no. 1, Dec. 2022, doi: 10.1038/s41597-022-01147-2.

## CONSTRUCTION OF A HIGH-PERFORMANCE SHIELD FOR IN VIVO STUDIES WITH OPTICAL PUMPING MAGNETOMETERS

Baffa, O.\*<sup>1</sup>, Matsuda, R.H.<sup>1</sup>, Tardelli, G.P.<sup>1</sup>, Pasquarelli, A.<sup>2</sup>, Wakai, R.T.<sup>3</sup>

<sup>1</sup>University of Sao Paulo, Department of Physics - <sup>2</sup>University of Ulm, Institute of Electron  
Devices and Circuits, <sup>3</sup>University of Wisconsin, Department of Medical Physics

contact: [baffa@usp.br](mailto:baffa@usp.br)

**Introduction:** Optical Pumping Magnetometers (OPMs) are devices used to measure extremely low magnetic fields with high sensitivity and precision. They leverage the principles of atomic physics and optics to detect magnetic fields through the interaction between atoms and laser light. Although, to operate satisfactorily, OPMs require shielding that attenuates the ambient magnetic field to a level between approximately 10-20 nanoteslas (nT). Materials with high magnetic permeability, such as mu-metal, are the most suitable for high-performance magnetic shielding in biomedical applications. These materials are used to shield low-frequency magnetic fields, effectively providing a low reluctance path for magnetic field lines, attracting them to the shield and guiding them through its wall. This prevents the magnetic field from passing through the shielded area. Therefore, the goal of this study was to develop and construct a high-performance shield for in vivo studies with OPMs, such as the acquisition of biomagnetic signals from the human body associated with the heart (adult and fetal magnetocardiography - MCG and fMCG), the human brain (magnetoencephalography - MEG), and the stomach (magnetogastrography - MGG).

**Materials and Methods:** The high-performance shield consists of three concentric cylindrical layers of mu-metal with lengths of 248.9 cm, 252.8 cm, 256.7 cm and diameters of 74.9 cm, 82.6 cm, and 90.2 cm. All three layers have a thickness of 1 mm. One side of the shielding is closed, while the other side is kept open to allow the patient to enter and to avoid the risk of claustrophobia, figure 1. The mu-metal shielding was manufactured by the company Amuneal located in Philadelphia, PA, USA. The outer layer consists of four rectangular plates measuring 1 m by 2.65 m in length and two square plates measuring 1 m on each side, forming a rectangular aluminum shielding structure. One of the square plates is completely closed, and the other square plate has a circular opening with the same diameter as the inner mu-metal layer to allow the patient to enter. The plates were fastened to aluminum corner brackets using non-magnetic stainless-steel screws, and an antioxidant paste was applied to improve electrical conductivity. Seven OPM sensors (QuSpin Zero Field Magnetometer, QuSpin Inc., Louisville, CO, USA) were employed to assess the effectiveness of the developed shielding. Three 60-second measurements of ambient magnetic noise were taken in the three directions at 10 different positions along the length of the shielding. For each measurement, the power spectrum of the signal was obtained, allowing the determination of the 60 Hz interference amplitude. For each position, the average amplitude among the three measurements was calculated, resulting in a final amplitude value.

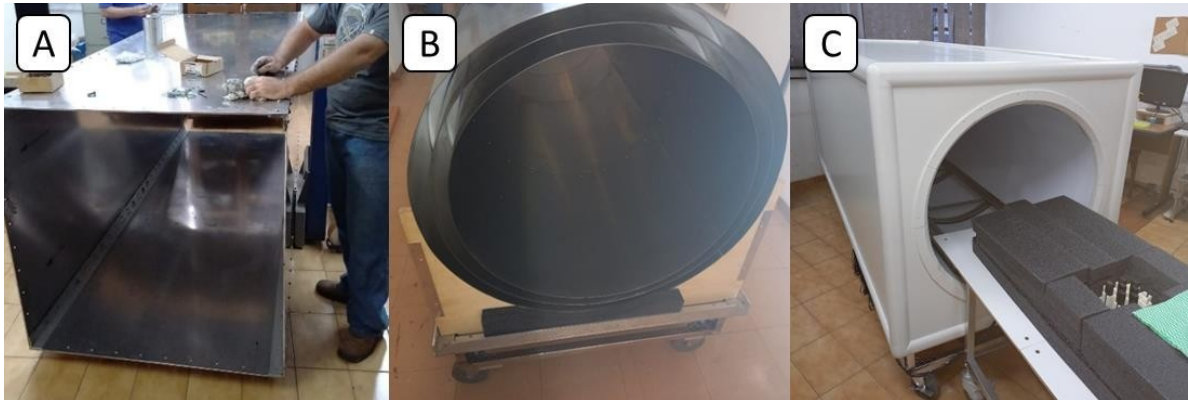


Figure 1: (A) First stage with the four side plates screwed in. (B) Three concentric cylindrical layers of mu-metal. (C) Overview of the system. Magnetic shielding and sliding bed with magnetic field sensors positioned in the center.

**Results:** By aligning the shielding perpendicularly to the Earth's magnetic field (which is approximately 23 microteslas), it was possible to reduce the residual magnetic field inside the shielding to approximately 10 nanoteslas (nT). It was observed that the ambient magnetic noise level increases exponentially, figure 2, with a more significant increase occurring beyond 120 cm from the closed side, which is approximately halfway along the length of the shielding. Starting from 200 cm from the closed side of the shielding (the gray region), the noise level exceeds the operating limit of the OPMs. The colored bands indicate the positions where different organs are located inside the shielding for each type of biomagnetic measurement, considering the variability in the height of the patients.

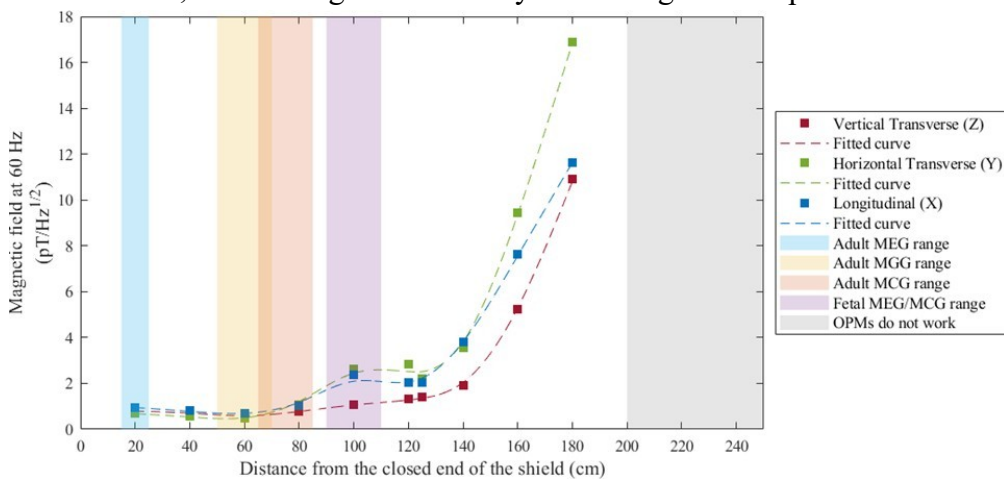


Figure 2: The amplitude of the magnetic field at 60 Hz in each direction for different positions along the length of the shielding. The colored bands indicate the positions where different organs are located within the shielding for each type of biomagnetic measurement.

**Conclusions:** The results demonstrate that the installed system possesses the necessary qualifications to enable various biomagnetic studies, thereby advancing the frontiers of knowledge in medicine. The next stages of the project should be focused on assessing the system's performance in MCG, fMCG, and MEG.

**Acknowledgments:** The authors are very grateful to the technical support of Carlo Renato Silva, Lourenço Rocha and Fernando H. Torrieri and also for the financial support of FAPESP Grant # 2021/06224-4.

## PROTÓTIPO AVALIADOR DE EFICAZ DOS ÓCULOS DE SOL NO BLOQUEIO DA LUZ DISPERSA DO AMBIENTE NOS OLHOS

Guedes, Pedro N.<sup>1</sup>, Andrade, Augusto N.<sup>2</sup>, Ventura Liliane N.<sup>3</sup>

Departamento de Engenharia Elétrica e Computação – Universidade de São Paulo

contact: [pmlguedes@usp.br](mailto:pmlguedes@usp.br)

**Introdução:** Este estudo tem como objetivo abordar essas preocupações e fornecer informações sobre como as armações de óculos de sol podem efetivamente reduzir a entrada de luz dispersa nos olhos. Com ênfase na avaliação quantitativa, o estudo visa determinar o grau em que as armações dos óculos de sol bloqueiam a luz dispersa para o usuário. Além disso, além da proteção das lentes, é crucial que as armações dos óculos de sol ofereçam uma proteção suplementar contra a radiação dispersa do ambiente circundante. Atualmente, as regulamentações existentes não abrangem esse aspecto. Para realização do estudo, foi utilizado um protótipo, composto por um ambiente esférico iluminado com uma cabeça de manequim posicionada em seu centro. Sensores ópticos foram integrados em um dos olhos do manequim, enquanto outro sensor, não coberto pelos óculos de sol testados, serviu como um sensor de referência (baseline). O ambiente esférico tem um diâmetro de 0,5 m e foi construído usando tiras de LED. Em resumo, esta pesquisa busca avaliar as capacidades protetoras das armações de óculos de sol contra a luz dispersa por meio de uma avaliação quantitativa de sua eficácia.

**Materiais e Métodos:** A configuração experimental inclui a cabeça de manequim com sensores de luz, desempenhando um papel crucial na avaliação do desempenho dos óculos de sol. Consiste em um ambiente esférico iluminado, com a cabeça de manequim posicionada no centro (Figura 1). Um dos olhos da cabeça de manequim está equipado com sensores ópticos (OPT101), enquanto outro sensor, não coberto pelos óculos testados, funciona como um sensor de referência (baseline). O ambiente esférico é construído com tiras de LED, essas tiras de LED podem ser ativadas por comandos transmitidos a um sistema embarcado conectado a um circuito de amplificação eletrônica.

Para aprimorar a interação do usuário com o protótipo, foi projetada uma Interface Homem-Máquina (HMI). A HMI incorporou uma tela sensível ao toque PROCULUS P48272V43C-T07, facilitando a comunicação serial com o microcontrolador do protótipo. O software UnicViewAD foi utilizado para desenvolver uma interface gráfica distinta adaptada aos requisitos específicos deste projeto. A HMI permitiu um controle e monitoramento contínuos da configuração experimental, possibilitando uma coleta e análise eficientes de dados, além da capacidade de controlar diferentes tipos de simulações de céu e albedo.

**Resultados:** Após a realização dos testes, observou-se que houve variação nos valores da quantidade de luz dispersa que atingiu o olho do manequim de acordo com a geometria dos óculos de sol testados. Nos óculos de sol categorizados como tipo 1 (com componentes de armação mais finos), foram obtidos resultados inferiores a 72%, enquanto nos óculos de sol categorizados como tipo 5 (com componentes de armação mais espessos), foram observados valores acima de 80%. Foi observado um aumento proporcional na proteção contra a

quantidade de luz dispersa que alcança o olho humano com o aumento nas categorias de geometria das armações dos óculos de sol.



Figura 1: Protótipo testador dos óculos de sol

**Conclusão:** Com base na análise de um conjunto de amostras, os resultados preliminares demonstram a importância das armações dos óculos de sol como um parâmetro adicional a ser considerado para a proteção ocular estabelecida por norma. Especificamente, o estudo observou que armações com hastes mais espessas e estruturas frontais mais largas alcançaram uma redução aproximada de 80% na luz dispersa. Em contraste, outros modelos apresentaram valores próximos de 70%. Vale ressaltar que a luz que atinge o olho não passa por nenhum filtro óptico destinado a atenuar as ondas eletromagnéticas UV. Esse fenômeno, juntamente com a maior vulnerabilidade de certas partes do olho devido à dilatação da pupila, enfatiza a importância de considerar esses fatores.

#### **Referencias:**

L. Ventura, M. Masili, “Bioengenharia ocular – Os óculos de sol e suas normas”. 1st ed., 2022.

ABNT NBR ISO 12312-1:2018 Proteção dos olhos e do rosto – Óculos para proteção solar e óculos relacionados Parte 1: Óculos para proteção solar para uso geral, 2018.

## UV PROTECTION NOT ASSOCIATED WITH LENS SPECTROSCOPY: HOW THE GEOMETRY OF SUNGLASSES FRAMES CAN CONTRIBUTE TO EYE SAFETY

\*Andrade A.<sup>1</sup>, Guedes P.<sup>2</sup>, Teixeira P.<sup>3</sup>, Ventura L.<sup>4</sup>

Laboratório de Instrumentação Oftálmica – Universidade de São Paulo

contact: [augusto.367@usp.br](mailto:augusto.367@usp.br)

**Introduction:** Brazil experiences high levels of ultraviolet index throughout the year due to the country's geographical conditions. This highlights the need to adapt manufacturing standard of sunglasses ABNT NBR ISO 12312-1:2018, which currently is a replica of the European model and is limited to defining spectroscopic conditions of the lens. With the objective of suggesting changes to the document, this research seeks to gather studies on the influence of sunglass frames on protection against ultraviolet rays, taking into account the vulnerability of the human eye when using sunglasses with low visible light transmittance.

**Materials and Methods:** To achieve this goal, a prototype that can simulate a scenario of sun exposure was developed. An ultraviolet LED (375 nm) illuminates a 70 cm diameter spherical environment at the position coefficient of air mass 2 (associated with the zenith angle of 60°). The project is controlled by an embedded system that can calculate the percentage of light that reaches the eye of a mannequin's head through sensors strategically positioned as shown in Figure 1.

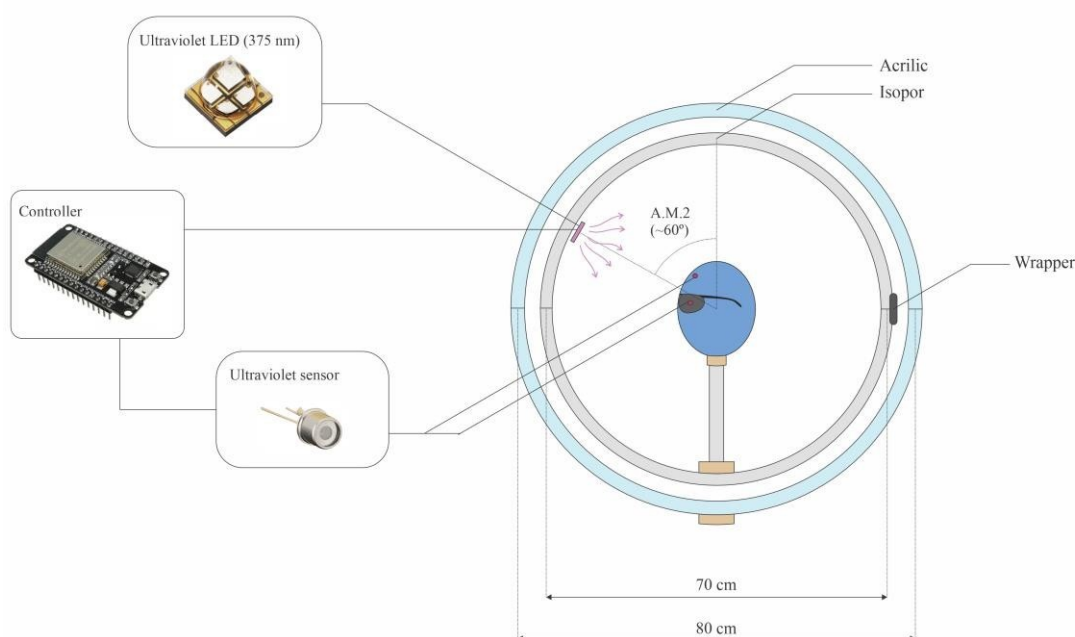


Figure 1: Project schematic diagram



**Results:** Once the preliminary tests are completed, a variation in protection of 75% is observed for the group sunglasses with thinner frames and circular geometries, while the group of sunglasses with thicker frames and square or rectangular geometries showed values of up to 85%.

**Conclusions:** Although the obtained results are preliminary, a clear difference in the amount of light reaching the mannequin's eyes can already be observed based on the adopted geometry group for each test. This highlights the importance of continuing studies on this topic and raising awareness among the population about this protective factor that should be relevant for sunglasses manufacturing standards.

**References:**

L. Ventura, M. Masili, “Bioengenharia ocular – Os óculos de sol e suas normas”. 1st ed., 2022.

ABNT NBR ISO 12312-1:2018 Proteção dos olhos e do rosto – Óculos para proteção solar.

## DESENVOLVIMENTO DE SOFTWARE PARA CAPNOGRAFIA VOLUMÉTRICA DE USO AMBULATORIAL

Reis, N.<sup>1,2</sup>, Marques, D.A.<sup>1,2</sup>, Kuae, G.<sup>2</sup>, Moreira, M.M.<sup>4</sup>, Costa, E.T.<sup>1,2</sup>, Vieira Jr, F.U.<sup>2,3</sup>

<sup>1</sup>Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação – Universidade Estadual de Campinas

<sup>2</sup>Centro de Engenharia Biomédica - Universidade Estadual de Campinas

<sup>3</sup>Instituto Federal de São Paulo – Campus Campinas

<sup>4</sup>Faculdade de Ciências Médicas - Universidade Estadual de Campinas

Contato: [n262730@dac.unicamp.br](mailto:n262730@dac.unicamp.br)

**Introdução:** A capnometria é a medida numérica do CO<sub>2</sub> expirado em função do tempo; quando o registro do CO<sub>2</sub> é acompanhado pelo volume exalado, denomina-se capnografia volumétrica (CV) e é uma ferramenta útil na avaliação e auxílio ao diagnóstico de diversas doenças. Consiste na medição da concentração de CO<sub>2</sub> dependente do volume expirado (SCANDURRA, 2010). Inicialmente a CV foi desenvolvida para uso em pacientes submetidos a ventilação mecânica, o seu uso em respiração espontânea é recente e com poucos estudos publicados. Uma das vantagens do uso da CV é possuir a enorme facilidade de execução em todos indivíduos. Dessa, forma com alguns parâmetros é possível identificar alterações que podem auxiliar no diagnóstico de doenças como DOPC, obstruções precoces em pacientes com Fibrose Cística, entre outros. O objetivo desse trabalho foi desenvolver um software para interface, aquisição e tratamento dos dados para a CV a partir de um dispositivo (hardware) desenvolvido no Centro de Engenharia Biomédica da Unicamp com o apoio financeiro da CAPES e Instituto Federal de São Paulo (IFSP-Campinas).

**Materiais e Métodos:** O desenvolvimento do software (SW) foi realizada com a linguagem de programação Python, associado a um banco de dados SQLite (versão 3.43) para armazenar as medições realizadas. A figura 1 ilustra o diagrama utilizado para o desenvolvimento da aplicação. O hardware (HW) é constituído de um sensor de CO<sub>2</sub> (Capnostat 5 – Respironics) e um sensor de fluxo (Hamilton) associado a um sensor de pressão diferencial (Sensirion). A figura 2 ilustra o registro fotográfico do dispositivo construído.

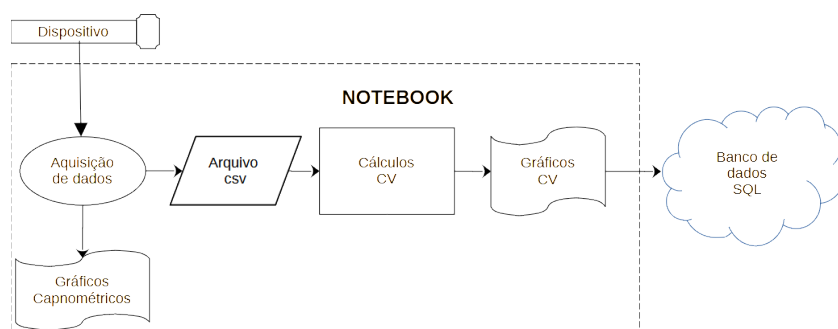


Figura 1- Diagrama de blocos utilizado para o desenvolvimento da aplicação.

A comunicação entre o HW e SW foi realizada via porta USB (UART) com o microcontrolador Arduino UNO. O setup experimental foi montado com um ventilador mecânico, o protótipo em desenvolvimento, um oxi-capnógrafo comercial (COSMO Plus® DX-8100), analisador de gases (FLUKE VT650), pulmão teste (Michigan PneuView3),

cilindro de CO<sub>2</sub> e válvula reguladora de fluxo. A figura 3 ilustra o setup experimental utilizado para os testes iniciais.



Figura 2- Registro fotográfico do dispositivo.

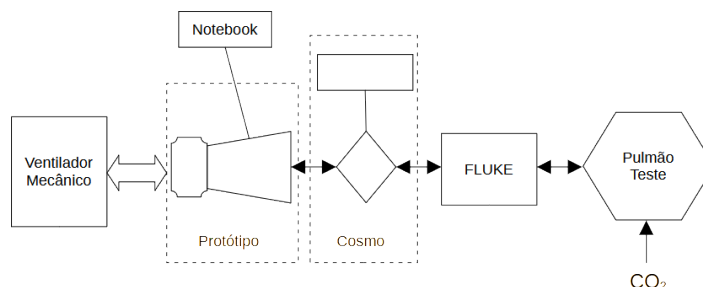


Figura 3- Ilustração dos principais componentes utilizados para o setup experimental.

**Resultados e Discussões:** A captura dos dados da porta serial foi realizada na interface IDLE (Python 3.6), em seguida transportada para uma planilha MS Excel (Microsoft Inc USA). A figura 4a mostra o gráfico parcial do volume (mL) de ciclos completos de respiração e a figura 4b mostra respectivo gráfico de CO<sub>2</sub> (mmHg) exalado. A figura 5 ilustra o gráfico parcial do CO<sub>2</sub> (mmHg) e fluxo (L/min) em função do tempo de medição.

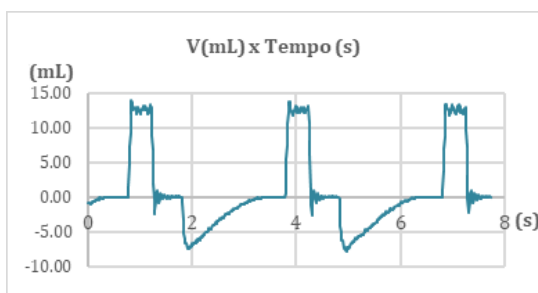


Figura 4.a- Gráfico de volume(mL) ao longo do tempo de aquisição.

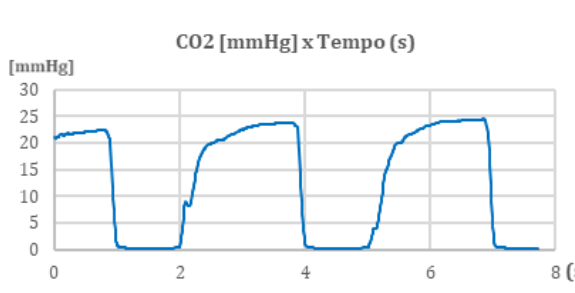


Figura 4.b - Gráfico de CO<sub>2</sub> (mmHg) ao longo do tempo de aquisição.

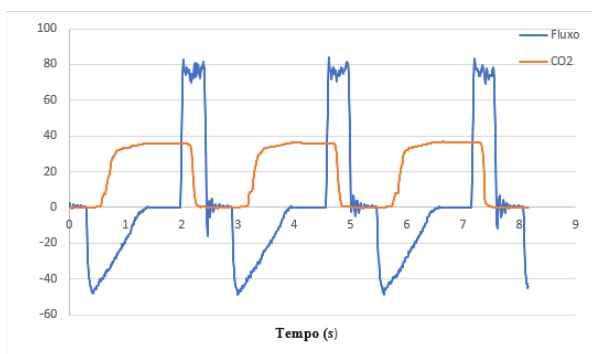


Figura 5- Gráfico parcial das medidas de CO<sub>2</sub> (mmHg) e fluxo (L/min) em função do tempo.

**Conclusões:** A interface preliminar foi obtida com sucesso, e os dados obtidos foram satisfatórios para análise da capnografia, podendo iniciar a segunda fase de projeto. Nesta fase, a interface será aprimorada e os dados serão utilizados para a obtenção dos parâmetros fisiológicos relacionados a ciclos respiratórios.

**Agradecimentos:** Os autores agradecem à Capes, CEB e IFSP-Campinas pelo suporte.

**Referências Bibliográficas**

SCANDURRA, A. G. Capnografia Volumétrica para la Obtención de Parámetros Fisiológicos. 2010. 140f. Tese (Doutorado em Engenharia Eletrônica) - Universidad Nacional de Mar del Plata, Argentina, 2010.

## DESENVOLVIMENTO DE PROTÓTIPO DE OBJETO SIMULADOR MAMOGRÁFICO PINHEIRO

Pinheiro M.<sup>1</sup>, Carneiro P.<sup>1</sup>, Neto O. J.<sup>2</sup>, Schiabel H.<sup>3</sup> e Patrocínio A. C.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Faculdade de Engenharia Elétrica – Universidade Federal de Uberlândia

<sup>2</sup>Hospital Universitário Prof. Dr. Horácio Carlos Panepucci – Universidade Federal de São Carlos

<sup>3</sup>Escola de Engenharia de São Carlos – Universidade de São Paulo

contact: [moara.pinheiro@outlook.com](mailto:moara.pinheiro@outlook.com)

**Introdução:** No Brasil, para regulamentar o uso de radiações ionizantes e a qualidade em exames de mamografia temos a RDC nº 611 de 9 de março de 2022. Na qual contém o Programa de Controle e Garantia de Qualidade (PCGQ). O PCGQ possui como objetivo realizar testes nos equipamentos nos setores de diagnóstico para garantir que estes reproduzem um mesmo padrão de imagem, permitindo visualizar com clareza as estruturas anatômicas do corpo com uma boa qualidade. Para isso, é necessário utilizar objetos que simulam o corpo humano (phantoms) (ANVISA, 2022). Sabendo disso, este trabalho tem o objetivo de analisar um protótipo de objeto simulador mamográfico desenvolvido com diferentes materiais de baixo custo.

**Materiais e Métodos:** Para o desenvolvimento do protótipo foi utilizado uma caixa de ácido poliláctico (PLA) com as dimensões de 150 x 200 x 50 mm que serviu como molde, a qual foi dividida em duas regiões: uma delas preenchida com cera odontológica e outra região que foi subdividida em quatro, preenchida com parafina em gel (três compartimentos) e cera odontológica (um compartimento); quatro nódulos de PLA, três pintados com esmalte em diferentes cores (preto, azul e dourado) e um não foi pintado; fios de nylon em seis diâmetros diferentes (0,25; 0,3; 0,4; 0,5; 0,6 e 0,8 mm); microcalcificações em duas composições de enxerto de hidroxiapatita com grânulos que variam o diâmetro de 0,5-0,7 mm e raspas de cano PVC. Além disso, foi avaliado a porcentagem de preenchimento da impressão em PLA realizando a comparação dos quatro nódulos citados anteriormente com três que também foram colocados no phantom.

**Resultados:** Com a análise do protótipo foi possível observar que a parafina em gel e a cera odontológica resultaram em bolsas de ar e bolhas de ar, respectivamente. Porém, se manuseadas em uma temperatura mais elevada as bolhas são evitadas. Com a utilização das diferentes cores para os nódulos, foi possível notar que os pintados forneciam uma sombra menor na imagem. Além de ser nítida a semelhança entre as microcalcificações feitas com hidroxiapatita e as compostas por raspas de cano PVC. Os fios de nylon só são visíveis nos diâmetros acima de 0,5 mm. Sabendo disso, foi concluído que uma espessura inferior à 50 mm é mais adequada, como por exemplo: 40 mm. Também, o preenchimento foi analisado considerando 30% e 100% de preenchimento dos nódulos de PLA, foi verificado na imagem que o de 100% é o mais adequado por diminuir a quantidade de ar no interior do material, o que resulta na uniformidade da intensidade de pixels na imagem. O PLA se mostrou um material adequado para a simulação dos nódulos, principalmente pelo seu coeficiente de

atenuação mássico como

é possível observar no Gráfico 1, no qual contém os coeficientes de atenuação mássicos do PLA em suas cores e do carcinoma ductal infiltrante (JOHNS e YAFFE, 1987).

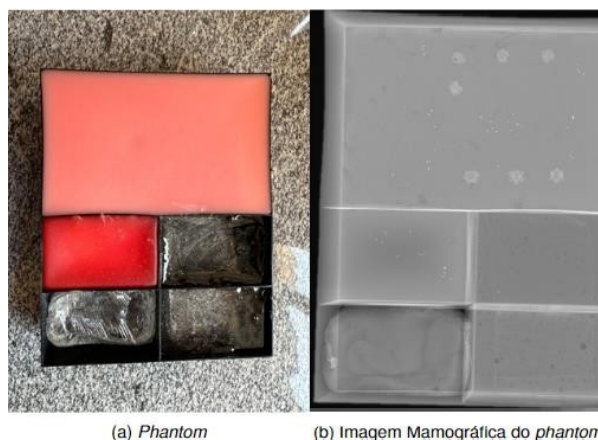
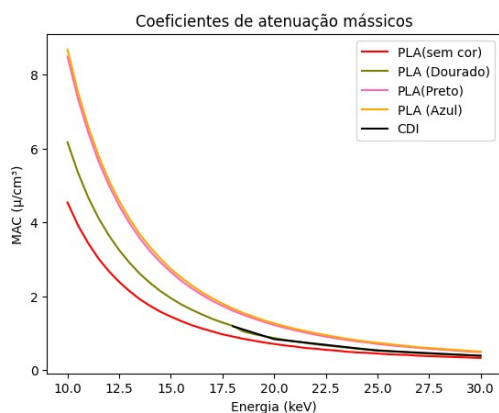


Gráfico 1: Coeficientes de atenuação mássicos para os nódulos compostos de PLA nas diferentes cores de esmalte e o CDI. Fonte: Autoria própria, 2023.

Figura 1: Protótipo de objeto simulador, contendo a região de controle de qualidade à esquerda e as quatro subdivisões e a imagem mamográfica do objeto simulador. Fonte: Autoria própria, 2023.

**Conclusões:** Com o desenvolvimento desse protótipo foi possível concluir que a cor mais adequada para o nódulo de PLA é a dourada com preenchimento de 100%, considerando a semelhança do coeficiente de atenuação mássico e do aspecto na imagem de mamografia. A espessura do phantom pode ser reduzida para melhorar a visualização dos fios de nylon, além dos materiais de preenchimento do molde que devem ser manuseados em uma temperatura mais elevada para evitar o aparecimento de bolhas e bolsas de ar.

### Referências:

ANVISA, M. D. S. Resolução no 611, de 09 de março de 2022. Estabelece os requisitos sanitários para a organização e o funcionamento de serviços de radiologia diagnóstica ou intervencionista e regulamenta o controle das exposições médicas, ocupacionais e do público decorrentes do uso de tecnologias radiológicas diagnósticas ou intervencionistas. **Diário Oficial da União, Brasília, DF, 16 mar., 2022.**

JOHNS, P. C.; YAFFE, M. J. X-ray characterisation of normal and neoplastic breast tissues. **Physics in Medicine & Biology**, v. 32, p. 675, 1987.

## DESENVOLVIMENTO DE OBJETOS SIMULADORES (PHANTOMS) ANTROPOMÓRFICOS EQUIVALENTES AO TECIDO DA REGIÃO ABDOMINAL

Marques W.H., Costa P.R., Boiset G.R.

Departamento de Física Nuclear - Universidade de São Paulo

contato: [wagner.marques@usp.br](mailto:wagner.marques@usp.br)

**Introdução:** O desenvolvimento de protótipos de objetos simuladores (phantoms) tem importante influência na otimização de procedimentos radiológicos. Nesse sentido, a elaboração de um phantom antropomórfico, composto por materiais que simulam radiologicamente o tecido de interesse, é uma alternativa para dar prosseguimento ao avanço tecnológico na área do diagnóstico por imagens. Assim, para a região abdominal, o órgão de interesse priorizado foi o rim, devido à importância e à frequência de doenças, como a litíase, que afetam este órgão. Portanto, o objetivo principal deste trabalho foi desenvolver um phantom de rim, com materiais radiologicamente semelhantes ao órgão e utilizando técnicas de manufatura aditiva. O sucesso desse trabalho contribui para o preparo de profissionais da saúde.

**Materiais e Métodos:** Para a elaboração do protótipo, foram utilizadas imagens DICOM de Tomografia Computadorizada da região abdominal, provenientes do banco de dados do Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP. Essas imagens foram processadas pelo software de código aberto, Slicer 3D, para realizar a segmentação manual do rim e gerar o arquivo STL compatível com a impressora 3D GTMax3D Core H5. A impressão foi feita com filamento ABS Premium produzido pela fabricante da impressora (Figura 1). Já o estudo do material de preenchimento foi feito por meio de espectrometria por raios X, a fim de obter o seu coeficiente de atenuação linear,  $\mu(E)$ , e seu número CT em unidades Hounsfield HU. O estudo de compatibilidade do material a ser utilizado, com o tecido renal, foi feito com base nos valores fornecidos pelo relatório 44 da Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação<sup>5</sup>. Buscou-se, portanto, segmentar a superfície externa de um rim, além do sistema coletor interno, de modo que a parte oca entre essas duas estruturas fosse preenchida por um dos materiais estudados (EcoFlex10, EcoFlex20, EcoFlex30, ambas da empresa Smooth On, TangoBlackPlus da Stratasys e resina epóxi com TiO<sub>2</sub> – 31ReTM<sup>6</sup>). Isto é, a impressão 3D foi utilizada para imprimir o molde negativo oco de um rim. Para o cálculo dos coeficientes de atenuação linear, usou-se a Equação 1:

$$(Eq. 1) \quad \mu(E) = -\frac{1}{x} \ln\left(\frac{I(E) - I_B(E)}{I_D(E) - I_B(E)}\right) + \mu_{AR}(E)$$

**Resultados e Discussões:** O material, para o preenchimento, com melhor compatibilidade foi a resina 31ReTM. O espaço criado na resina, correspondente ao sistema coletor, foi preenchido pela resina de água 29ReH2O. As resinas 31ReTM e 29ReH2O são resultados de trabalhos anteriores realizados pelo Grupo de Dosimetria e Física Médica do Instituto de Física da Universidade de São Paulo. A partir da comparação entre os  $\mu(E)$ , foi possível obter os dados da Tabela 1.

Tabela 1: Diferença percentual média entre os  $\mu(E)$  do material e do rim (faixa de 16 a 150 keV)

Material	Ecoflex10	EcoFlex20	EcoFlex30	TangoBlack Plus	31ReTM
%DIFF	55	29	42	19	8

Nesse sentido, a resina 31ReTM foi o material com a menor diferença percentual média em relação ao rim (Figura 2).

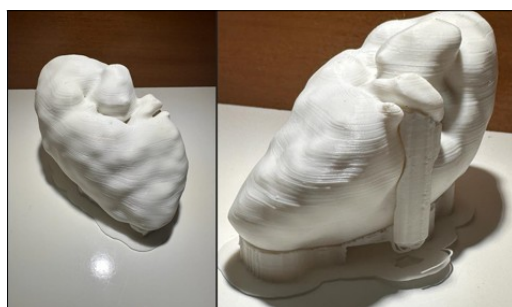


Figura 1: Impressão do arquivo STL gerado pela segmentação.

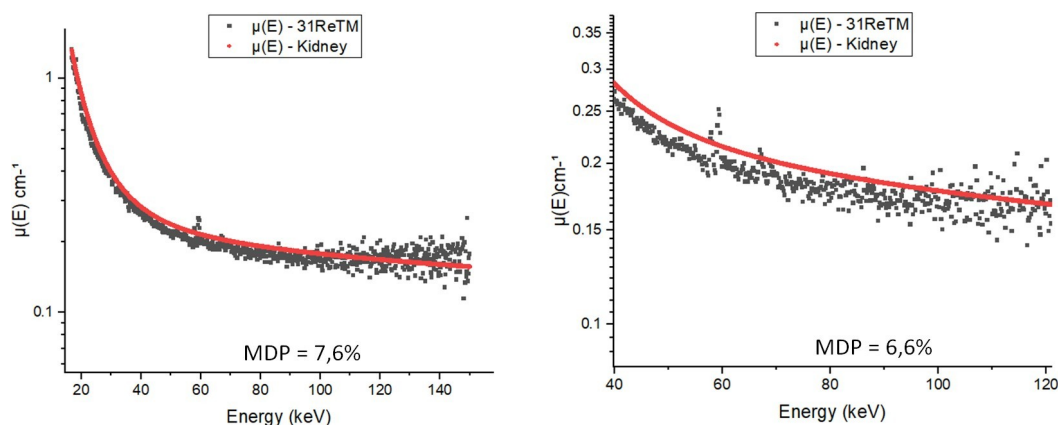


Figura 2: Comparação entre os  $\mu(E)$  da resina 31ReTM (em preto) e do rim - ICRU-44 (em vermelho). À esquerda, entre 16keV e 150keV; À direita, entre 40keV e 120keV (energias em protocolos para abdômen). MDP: Diferença percentual média

O teste inicial foi realizado com o preenchimento de EcoFlex 0020, devido às semelhanças mecânicas com o órgão<sup>7</sup>, além de ser comercializado a um preço mais acessível que o TangoBlackPlus. A resina 31ReTM, por sua vez, não é comercializada e, por isso, não foi o foco de início. No entanto, durante o teste de HU do silicone, o resultado obtido foi insatisfatório, pois apresentou um número CT de 227 HU (Figura 3). O valor de referência, correspondente ao tecido mole verdadeiro, é de 20–708.





Figura 3: Imagem de Tomografia Computadorizada do phantom preenchido com EcoFlex 0020 (HU médio = 227)

**Conclusões:** Ainda que o EcoFlex 0020, inicialmente, tenha se apresentado como uma boa opção de material simulador do tecido mole, por possuir propriedades mecânicas, como módulo de tensão, parecidas, o silicone não representa o tecido mole em aspectos radiológicos. Sendo assim, embora ainda não tenha sido obtido o número CT, optou-se, desta vez, por utilizar a resina 31ReTM, dado que essa mistura possui uma diferença percentual média, entre os coeficientes de atenuação lineares, de 8% em relação ao órgão. Nesse sentido, a resina 31ReTM, como visto na Tabela 1, tem maior similaridade com o tecido alvo, dentre as amostras estudadas.

#### **Referências Bibliográficas:**

SUN, Z.; WONG, Y.H.; YEONG, C.H. Patient-Specific 3D-Printed Low-Cost Models in Medical Education and Clinical Practice. *Micromachines* 2023, 14, 464. Disponível em: <<https://doi.org/10.3390/mi14020464>> Acesso em: 21 ago. 2023.

Este estudo faz parte do projeto aprovado pelo CEP/FMUSP intitulado “Garantia da qualidade em radiodiagnóstico: determinação de níveis de referência em diagnóstico para diversas modalidades de imagens diagnósticas no instituto de radiologia do hospital das clínicas da faculdade de medicina da Universidade de São Paulo (INRAD/HC/FM/USP)” - CAAE: 27912619.6.0000.0068, em andamento desde 2019.

FEDOROV, A.; BEICHEL, R.; KALPATHY-CRAMER, J.; FINET, J.; FILLION-ROBIN, J-C.; PUJOL, S.; BAUER, C.; JENNINGS, D.; FENNESSY, F.M.; SONKA, M.; BUATTI, J.; AYLWARD, S.R.; MILLER, J.V.; PIEPER, S.; KIKINIS, R. 3D Slicer as an Image Computing Platform for the Quantitative Imaging Network. *Magnetic Resonance Imaging*. 2012 Nov;30(9):1323-41. PMID: 22770690. PMCID: PMC3466397

BOISET, G. R. et al. X-ray spectrometry applied for determination of linear attenuation coefficient of polymer- based samples as radiologically tissue-equivalent materials. IX Congresso Internacional de Radioproteção Industrial

ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU 44 – 1989

FRIMAIO, A. Desenvolvimento de compostos termoplásticos ou termofixos radiologicamente equivalentes ao tecido humano. 2019. (Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear - Aplicações)). Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2019.

ADAMS, F., QIU, T., MARK, A. et al. Soft 3D-Printed Phantom of the Human Kidney with Collecting System. *Ann Biomed Eng* 45, 963–972 (2017). <https://doi.org/10.1007/s10439-016-1757-5>

O'REILLY, M., HOFF, M., FRIEDMAN, S. D., JONES, J. F. X., & CROSS, N. M. (2020). Simulating tissues with 3D-printed and castable materials. *Journal of Digital Imaging*, 33, 1280–1291.

## DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE TOMOGRAFIA POR EMISSÃO DE PÓSITRONS: SIMULAÇÃO E RECONSTRUÇÃO TOMOGRÁFICA.

Raed M.D.<sup>1</sup>, Bonifacio D. A. B.<sup>2</sup>, Rezende E. M.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Física Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto -  
Universidade de São Paulo

<sup>2</sup>Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares/Comissão Nacional de Energia Nuclear  
(IPEN/CNEN)

contato: [michelraed@usp.br](mailto:michelraed@usp.br)

**Introdução:** A tomografia por emissão de pósitrons (PET) vem ganhando cada vez mais importância na pesquisa pré-clínica, principalmente no desenvolvimento de novos fármacos. O estado da arte em instrumentação pré-clínicos de PET busca desenvolvimento de tecnologias que permitam uma maior resolução espacial e temporal, além de uma maior sensibilidade e especificidade na detecção de moléculas específicas. Residindo atualmente a maior dificuldade em uma detecção precisa dos eventos no interior dos cristais além da correta detecção do tempo de chegada dos fótons de cintilação, produzidos no interior do cristal, da interação com a radiação, no fotodetector, possibilitando assim o avanço das técnicas de Time of Flight (TOF)[1]. Neste âmbito, o Grupo de Investigação e Instrumentação em Medicina Nuclear – GIIMN, vem desenvolvendo um protótipo de sistema PET pré-clínico, o qual encontra-se ainda em estágio inicial de caracterização do sinal, e desenvolvimento da estrutura básica para aquisição de imagens tomográficas. Este trabalho foca na simulação da geometria proposta para o sistema, bem como a reconstrução tomográfica com código próprio a partir de dados simulados. Os algoritmos desenvolvidos podem ser utilizados posteriormente, para a reconstrução das imagens provenientes de dados experimentais.

**Materiais e Métodos:** Utilizando a ferramenta de simulação GATE [2] foram simuladas duas geometrias de detectores, contendo cada uma dois planos que rotacionam em torno do objeto a ser imageado. A primeira é baseada em cristais segmentados compostos por um arranjo de 8x8 pixels de 3.0x3.0x20 mm<sup>3</sup>, e pitch nas direções do plano de entrada dos fótons de 3.36 mm. A segunda usa cristais monolíticos de 26.88 x 26.88 x 20 mm<sup>3</sup>. A fim de obter a reconstrução tomográfica das simulações, primeiramente, foi elaborado um software em C++, o qual recria a geometria do sistema, para a partir desta, tendo as informações das posições dos eventos registradas pelos detectores, calcular as linhas de resposta entre cada par de eventos, que compõe uma coincidência, e assim, obter o sinograma. A reconstrução tomográfica foi realizada utilizando-se o algoritmo OSEM (Ordered Subset Expectation Maximization), implementado em linguagem Python3. A princípio, foram feitas apenas avaliações qualitativas das imagens.

**Resultados:** O software desenvolvido para posicionamento global dos eventos, mostrou-se capaz de elaborar os sinogramas tanto para cristais monolíticos quanto segmentados. Sendo este passo importante, uma vez que o mesmo pode ser reaproveitado para a obtenção dos sinogramas no sistema físico. As reconstruções podem ser vistas a seguir na figura 1.

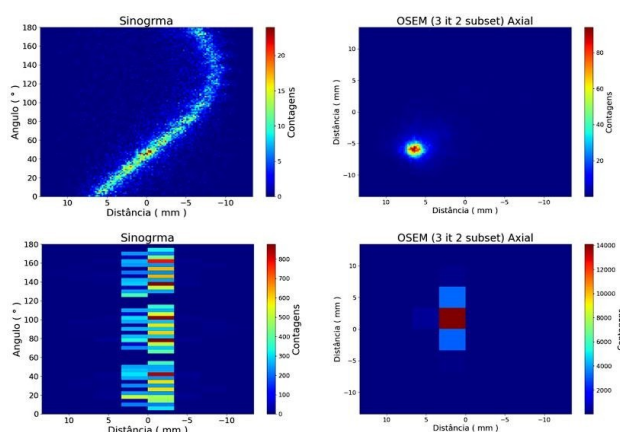


Figura 1 - **Superior Esquerda** - sinograma obtido a partir da simulação com cristais monolíticos; **Superior Direita** - imagem reconstruída utilizando o algoritmo OSEM com 3 iterações e 2 subsets; **Inferior esquerda** Sinograma obtido da simulação do cristal segmentado; **Inferior Direita** - imagem reconstruída utilizando o algoritmo OSEM com 3 iterações e 2 subsets.

Futuras simulações envolvem utilização de objeto simulador para controle de qualidade e ajuste dos parâmetros para validação da simulação em relação ao sistema real. O software desenvolvido possibilita além da reconstrução OSEM, a reconstrução utilizando os algoritmos MLEM (Maximum likelihood Expectation Maximization) e FBP (Filtered Back Projection), além de permitir salvar as imagens reconstruídas no padrão DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine). Entretanto, correções para espalhamento e atenuação devem ser implementadas para serem adicionadas posteriormente às bibliotecas desenvolvidas.

**Conclusões:** Os softwares desenvolvidos mostraram-se capazes de realizar o posicionamento global dos eventos, para simulações, bem como a reconstrução tomográfica. Contudo, os algoritmos ainda precisam de ajustes bem como implementação de fatores de correção para espalhamento e atenuação, abrindo possibilidade para novos trabalhos.

**Referência:**

M. Amirrashedi, H. Zaidi, and M. R. Ay, “Advances in Preclinical PET Instrumentation,” PET Clinics, vol. 15, no. 4. W.B. Saunders, pp. 403–426, Oct. 01, 2020. doi: 10.1016/j.cpet.2020.06.003.

D. Strulab, G. Santinac, D. Lazaroad, V. Bretonad, and C. Morelab, “GATE (Geant4 Application for Tomographic Emission): a PET/SPECT general-purpose simulation platform,” ELSEVIER, 2003. [Online]. Available: [www.elsevier.com/locate/ncpc](http://www.elsevier.com/locate/ncpc)

## DESIGN OF AN ULTRASONIC PLATFORM FOR GENERATING 3D ELASTOGRAPHIC IMAGES OF THE BREAST

da Costa L. M.<sup>1</sup>, Basseto, B. A.<sup>1</sup>, Uliana J. H.<sup>1</sup>, Pavan, T. Z.<sup>1</sup>, Carneiro, A. A. O.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Física – Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto,

Universidade de São Paulo

contact: [lucasdacosta@usp.br](mailto:lucasdacosta@usp.br)

**Introduction:** Breast cancer is the second most common after skin cancer, representing 56% of cancer cases and ranking as the second-leading cause of cancer-related deaths in women. The gold standard for diagnosing breast cancer is mammography, an uncomfortable exam that uses ionizing radiation. Ultrasound is an auxiliary exam in which elastographic techniques are essential for the diagnosis, as some tumors are isoechoic. Among elastographic techniques, sonoelastography uses an external source at low frequencies to generate tissue vibration, allowing for the detection of displacement and deformation maps [1]. In the case of the ARFI technique, the acoustic radiation force generated by the transducer itself is responsible for creating tissue vibration, from which the viscoelastic parameters can be obtained [2].

**Materials and Methods:** The ultrasonic platform comprises a stretcher designed to position the breast within a cylindrical hole, which is connected to a robotic arm. The robotic arm movement and data acquisition tasks are controlled by a dedicated microcontroller. To capture RF data, measurements are taken at 1° intervals over a complete 360° rotation. Subsequently, this data is processed using MATLAB® to generate a three-dimensional reconstruction of the breast. Visualization of the reconstructed images can be achieved using 3D SLICER. The method was applied to the breasts of ten female volunteers aged between 18 and 55 years with approval from the ethics committee (CAAE N° 68353323.8.0000.5407).

**Results:** Figure 1 illustrates details of the design bed and the breast tomographic system located below it. The ultrasound transducer is fixed below the reservoir where the breast is positioned. In Figure 2, we can observe the reconstruction of a volunteer's right breast, who was diagnosed with a fibroadenoma in 2016. In the axial view, the tumor is clearly identified, as indicated in figure 2.

**Conclusions:** We have completed the reconstruction of B-mode images, which enables us to explore 3D ultrasound breast images, including studies of tumors, as shown in Figure 2. The next steps involve exploring transmission data using a two-transducer approach and implementing 3D microDoppler and elastographic techniques, including 3D sonoelastography and 3D ARFI.



Figure 1: Illustration of the bed arrangement with the robot arm, a microcontroller, and a more detailed view of the robot arm. Adapted from [3].

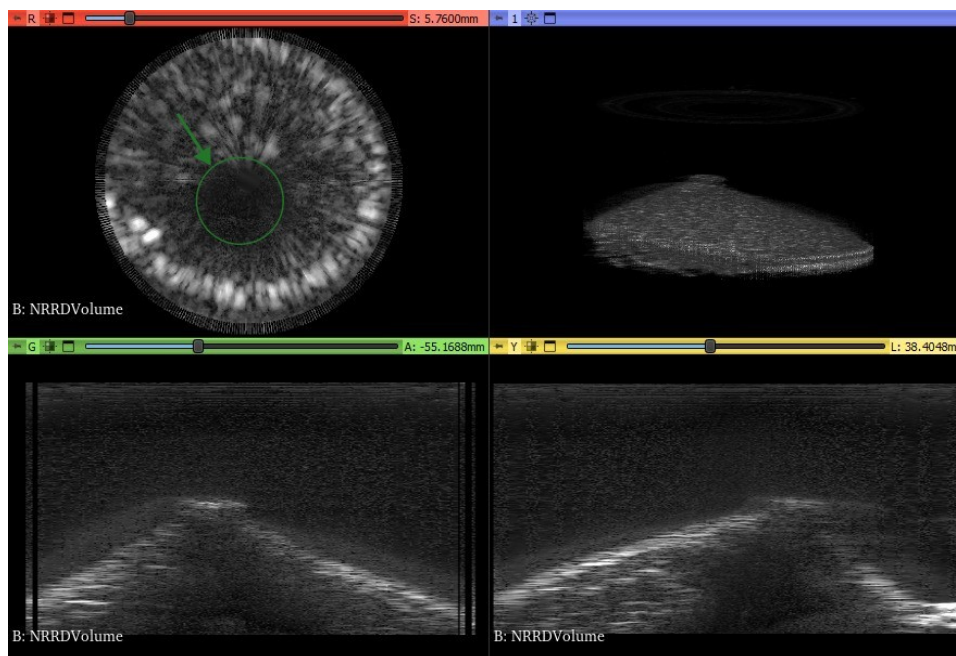


Figure 2: Female volunteer, 31 years old, diagnosed with a stable fibroadenoma in her right breast at 2 o'clock, 1.1 cm from the skin, since 2016, which is a benign tumor.

### References:

- Taylor, L. S., et al. Three-dimensional sonoelastography: principles and practices. *Physics in Medicine and Biology*, 45(6), 1477–1494, 2000.
- Nightingale K. Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI) Imaging: a Review. *Curr Med Imaging Rev.* 2011 Nov 1;7(4):328-339.
- Luccas, V. A. S. Protocolo de imagem 3D de mama multimodal: modo-B, doppler e sonoelastografia. Dissertação de Mestrado, Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2020.

## LUNG CT IMAGE SEGMENTATION: A COMPARISON BETWEEN BINARY CROSS ENTROPY AND DICE SCORE COEFFICIENT

Poloni Ponce JP., Suyama R.  
CECS – Universidade Federal do ABC  
contact: [poloni.ponce@aluno.ufabc.edu.br](mailto:poloni.ponce@aluno.ufabc.edu.br)

**Introduction:** Medical image analysis plays an important role in modern healthcare, and a fundamental task in this domain is image segmentation. An accurate image segmentation may enable the localization and measurement of abnormalities, aiding in disease diagnosis and treatment. Different methods have been proposed in the literature, and more recently, research on semantic segmentation for medical images, i.e., assigning a class label to every pixel of the image, exploring deep learning (DL) techniques, has significantly increased.

Variations in image quality and anatomical difference across patients render it difficult to precisely detect organ boundaries in 2D images using traditional image processing methods (Kim, 2021). On the other hand, since DL models are usually built upon a large training dataset, it has the potential to take into account this variability and produce better results.

A usual choice for DL segmentation model is based on the U-Net Structure (Ronneberger, 2015), a fully convolutional network, along with an appropriate choice for the loss function. In fact, as pointed out in (Ma, 2021), the selection of a loss functions has an important impact on the final segmentation results. For example, one commonly used function is the Dice Score Coefficient (DSC), which measures the overlap regions between the ground truth and predicted segmentation mask. Even though it may provide good general results, it may be not sufficiently sensitive to improve organ boundary detection. In this sense, other measures, such as the Binary Cross Entropy (BCE), which takes into consideration the distribution of values in the image, may lead to a better performance.

The objective of this work is to investigate the performance of DSC and BCE for lung segmentation in Compute Tomography (CT) chest images, when using the U-Net Structure.

**Materials and Methods:** To train the U-Net, a dataset with the input image, as well as the corresponding ground truth segmentation mask, was used. The images were drawn from the LIDC-IDRI dataset (Armato, 2011), a consortium with 1018 cases of chest CT scans. For this investigation, about 1% of all images were used (2427 images). The masks were first extracted from the region of interest and then were manually refined to remove noise. The models were implemented in Python 3.10 with Tensorflow 2.13 . The images were split into three sets, 1554 images for training, 388 were used for validation, and 485 for testing. Training was limited to 200 iterations.

**Results:** Two models were obtained, using the DSC and the BCE as losses functions, respectively. Using the DSC value as a reference performance metric, it was verified that the first model was able to achieve a performance of 77,88% on the training set and 75,84% on the validation set, while the second model, based on the BCE, achieved 88,09% and 82,03% on the training and validation set, respectively.

Figure 1(b) depicts the ground truth mask of a specific CT scan, while Figure 1 (b) brings a more detailed view of the area indicated by the red circle. Even though, in general, both losses were able to provide a reasonable segmentation, it is clear there are significant differences between the models obtained with BCE and DSC losses. The DSC smoothed the details, while BCE was able to deal better with detailed boundary regions.



Figure 1: (a) Mask of a particular CT scan (b) detailed view of the area in the red circle, for the ground truth mask, BCE-based model and DSC-based model, respectively.

**Conclusions:** The choice of the loss function for the U-Net may have a positive impact in image segmentation, especially when considering boundary details. Results obtained with a limited sample of the LIDC-IDRI dataset consistently show that BCE may be a better choice than DSC to improve segmentation performance. Nevertheless, further investigations exploring the complete LIDC-IDRI dataset are still necessary, as well as exploring other options of losses functions to improve the segmentation quality of CT Lung images.

#### References:

Kim, Minki, and Byoung-Dai Lee. "A Simple Generic Method for Effective Boundary Extraction in Medical Image Segmentation." *IEEE Access*, vol. 9, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), 2021, pp. 103875–103884. Crossref, doi:10.1109/access.2021.3099936.

Ronneberger, Olaf, et al. "U-Net: Convolutional Networks for Biomedical Image Segmentation." *Lecture Notes in Computer Science*, Springer International Publishing, 2015, pp. 234–241. Crossref, doi:10.1007/978-3-319-24574-4\_28.

Ma, Jun, et al. "Loss Odyssey in Medical Image Segmentation." *Medical Image Analysis*, vol. 71, Elsevier BV, July 2021, p. 102035. Crossref, doi:10.1016/j.media.2021.102035.

Armato, Samuel G., et al. "The Lung Image Database Consortium (LIDC) and Image Database Resource Initiative (IDRI): A Completed Reference Database of Lung Nodules on CT Scans." *Medical Physics*, vol. 38, no. 2, U.S. Government, 2011, pp. 915–31, <https://doi.org/10.1118/1.3528204>.



## BIOMECÂNICA DO REFORÇO PREVENTIVO DO EXTREMO PROXIMAL FEMORAL

\*Battaglion L, R.<sup>1</sup>, Freitas A.<sup>2</sup>, Shimano A, C.<sup>3</sup>

Laboratório de Bioengenharia- FMRP – Universidade de São Paulo

contato: [leonardo.rigobello@usp.br](mailto:leonardo.rigobello@usp.br)

**Introdução:** O processo mais comum descrito para a ocorrência da fratura do extremo proximal femoral (EPF) é o acidente traumatológico de baixa energia caracterizado por queda de altura própria. Tal evento leva o paciente a impactar a lateral da coxa no solo, podendo gerar o choque trocantérico. Esse sistema ocasiona uma carga que incide no EPF, exercendo uma pressão no eixo axial, causando compressão, tração e torção local, que inverte as áreas de atuação dessas forças, normalmente vistas na região (1).

Entre os pacientes de uma primeira fratura do EPF, existe uma alta incidência, 5-20% (2,3), de uma segunda fratura contralateral não simultânea. A grande maioria de todos os pacientes com fratura do quadril nunca recuperam sua funcionalidade biomecânica e 1/4 desses pacientes residem em lares de cuidados por longos períodos após uma fratura de quadril (4). Tomando estes fatores em consideração, é sabido que todos os esforços devem ir para a prevenção da primeira e da segunda fratura do fêmur proximal. Assim diferentes estratégias para prevenir fraturas do quadril e consequentes cirurgias foram introduzidas para reduzir a incidência de uma segunda quebra (5). Uma alternativa para a prevenção, da segunda fratura poderia ser femuoplastia contralateral do quadril, no qual o método seria realizado durante o ato da primeira cirurgia (6).

Nesse contexto, a aplicação da simulação biomecânica através do Método dos Elementos Finitos nos permite avaliar, se o reforço do EPF com polimetilmetacrilato (PMMA) reduz as concentrações de tensões equivalentes de Von Mises no EPF osteoporótico (7).

**Objetivo:** Analisar a resistência mecânica do reforço da extremidade proximal de fêmures sintéticos, utilizando o polimetilmetacrilato em pertuitos em formato de X, pelo Método dos Elementos Finitos.

**Material e Método:** Foram utilizadas as imagens de tomografia computadorizada de fêmur sintético com propriedades osteoporóticas.

Os arquivos originais em formato DICOM foram convertidos para o formato STL usando o programa Invesalius®, conforme mostrado na Figura 1, a. A partir do arquivo STL, foi feita a modelagem do fêmur osteoporótico e dos pertuitos e do apoio de silicone usando o software Rhinoceros™, ilustrado na figura 1.

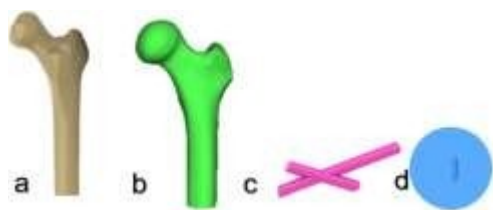


Figura 1: a –fêmur no Programa Invesalius®, b – fêmur no programa Rhinoceros™, c – pertuito Rhinoceros™, d, apoio de silicone simulando partes moles.

Foram modelados dois modelos de comparação G1 controle e G2 perfurado e com o reforço do pertuito de PMMA.



Figura 2: Montagens G1 fêmur controle e G2 fêmur com o reforço de PMMA programa Rhinoceros™.

Foi feita a Simulação pelo MEF utilizando o programa SimLab™, utilizando, como condições de contorno 500N no eixo z, aplicando o carregamento na região da cabeça femoral, as propriedades dos materiais foram adicionadas nos modelos e o tipo de malha escolhida foi a tetraédrica figura 3.

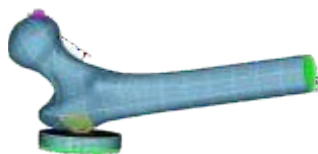


Figura 3: fêmur com suas condições de contorno, propriedades dos materiais definidas e malhas no programa SimLab™.

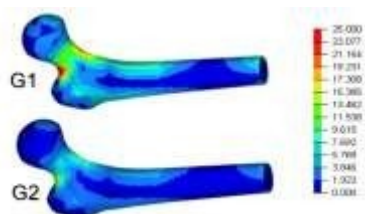


Figura 4: Resultados G1 e G2 com sua escala.

**Resultados:** Observamos que a montagem G1 apresenta valores de tensões Equivalente de Von Mises 20,99 MPa na região do EPF, G2 os valores são de 17,45 MPa na região do EPF.

**Conclusão:** modelo G1 com seu reforço de PMMA apresentam menor concentração de tensão equivalente de Von Mises em comparação com G2. No caso de G2, há uma região central do EPF com elevada concentração de tensões, o que pode resultar em uma potencial região de falha.

#### Referencias:

- SOZEN, T.; ÖZİŞIK, L.; BAŞARAN, N. Ç. An overview and management of osteoporosis. Eur J Rheumatol, v. 4, n. 1, p. 46, 2017.2 Becker I., et al: A sínfise púbica humana adulta: uma revisão sistemática. J Anat. 2010;217(5):475–87.
- PATEL, P. S. D.; SHEPHERD, D. E. T.; HUKINS, D. W. L. Compressive properties of

commercially available polyurethane foams as mechanical models for osteoporotic  
MULLER, F.; DOBLINGER, M.; FUCHTMEIER, B. Parkinson's disease and hip fractures: are complications and mortality rates increased? *Eur J Orthop Surg Traumatol*, v. 30, n. 6, p. 1083-8, 2020.

HERNLUND, E. et al. Osteoporosis in the European Union: medical management, epidemiology and economic burden. *Arch Osteoporos*, v. 8, n. 1-2, p. 136, 2013.

GIANNINI, S. et al. Surgical prevention of femoral neck fractures in elderly osteoporotic patients: a randomised controlled study on the prevention nail system device. *HIP Int*, v. 28, n. 2 suppl, p. 78-83, 2018.

BECKMANN, J. et al. Fracture prevention by femoroplasty-cement augmentation of the proximal femur. *J Orthop Res*, v. 29, n. 11, p. 1753-8, 2011.

Battaglioni, L.R., et al: Estabilização e fixação de fraturas distais do rádio. Uso do método dos elementos finitos. Dissertação de Mestrado. Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

## AValiação de Esquema CADx em Mamografia Digital com Imagens Reais e de um Phantom de Mama

Fortes Cardoso, F. J., Schiabel, H. Departamento de Eng. Elétrica e de Computação – EESC/USP

contato: [fernandajunqueirafortes@usp.br](mailto:fernandajunqueirafortes@usp.br) , [homero@sc.usp.br](mailto:homero@sc.usp.br)

**Introdução:** O uso de ferramentas computacionais para o auxílio ao diagnóstico em mamografia já pode ser considerado como um recurso intrínseco ao processo de avaliação dos exames mamográficos. Esquemas do tipo CADe/CADx (Computer-aided Diagnosis) têm sido propostos com o intuito de minimizar as dificuldades inerentes às avaliações desse tipo de imagens. Entretanto, para que seja possível determinar a eficácia destes procedimentos computacionais é necessário que sejam avaliados com um grande conjunto de imagens, a fim de que se permita a realização de um levantamento estatisticamente significativo em termos de sua sensibilidade e especificidade, com vistas a garantir, sobretudo, a confiança do médico especialista nos resultados por eles proporcionados.

Por essa razão, o principal objetivo deste trabalho é avaliar um esquema CADx previamente desenvolvido em nosso grupo para imagens digitalizadas, utilizando, agora, imagens mamográficas obtidas a partir de mamógrafos do tipo DR. Aqui serão consideradas duas bases de dados – uma com imagens provenientes da exposição de um phantom de mama<sup>1</sup> capaz de gerar diversos padrões aleatórios, e outra proveniente de uma base de exames mamográficos reais. Essa avaliação intenciona o aprimoramento desse esquema computacional para utilização prática.

**Materiais e Métodos:** Foram utilizadas duas bases de imagens – uma contendo 240 casos, proveniente da exposição de um phantom mamográfico<sup>1</sup> num mamógrafo digital GE Essential, com gabarito (conhecimento do tipo e localização de nódulos simulados); e outra proveniente de mamografias digitais reais selecionadas na base INBreast<sup>2</sup>, adquiridas num MammoNovation Siemens FFDM, contendo 33 imagens com algum tipo de massa (cujo gabarito foi determinado através de indicação BIRADS). Para os testes, foi utilizado um aplicativo derivado de um esquema CADx previamente desenvolvido no grupo, voltado à classificação de nódulos mamários. A avaliação consistiu em determinar as respectivas taxas de sensibilidade e especificidade desse esquema na aplicação com os conjuntos de imagens.

**Resultados e Discussões:** Os resultados alcançados avaliando-se o processo de classificação feito a partir do conjunto de imagens de mamografias reais e do proveniente da exposição do phantom de mama<sup>1</sup>, bem como os resultados referentes à aplicação do mesmo esquema CADx em imagens digitalizadas de mamografia obtidos em trabalho anterior<sup>3</sup>, são apresentados na Tabela 1.

Pode-se observar que embora as taxas de sensibilidade tenham sido diferentes, ficaram bem próximas (em torno de 1% de diferença apenas), considerando os dois tipos de imagens reais (digitais diretas ou digitalizadas). No entanto, observou-se uma sensibilidade mais alta (89,5%) no caso das imagens de phantom. Isso indica que um

capacidade similar desse CADx em classificar nódulos em suspeitos ou não, mesmo operando com imagens digitais obtidas em equipamentos FFDM.

Tabela 1: Sensibilidade, especificidade e erro obtidos pela aplicação do esquema CADx.

Parâmetros	Imagens Reais	Imagens do Phantom	Imagens Digitalizadas (estudo anterior)
Sensibilidade (%)	84,62	89,53	85,7
Especificidade (%)	100,00	95,52	85,7
Erro (%)	12,12	8,79	14,3

Por outro lado, ao analisar as taxas de especificidade, vemos que a capacidade de acerto do esquema foi muito superior para os dois grupos de imagens digitais (com 100% e 95,5% nas reais e do phantom, respectivamente) quando comparado com as imagens digitalizadas (85,7%). Isso indica, por sua vez, uma maior taxa de acerto na classificação de estruturas não suspeitas (casos benignos) com imagens digitais de mamógrafos DR.

**Conclusões:** Os resultados com o conjunto de imagens digitais do phantom de mama mostraram que o esquema CADx desenvolvido se comporta como uma ferramenta muito eficaz de auxílio ao diagnóstico para a identificação de nódulos de característica não suspeita, isto é, de conformação benigna, ainda que, no que se refere à identificação de nódulos do tipo espiculado (lesão maligna), essa taxa de performance seja cerca de 6% menor, apontando para alguma necessidade de aprimoramento. Além disso, com a base de imagens reais, algo similar pode ser observado, mas com mais destaque, pois o desempenho em relação aos casos não suspeitos foi excepcional, apesar da taxa menor de sensibilidade para os casos suspeitos (84,6%). Ainda assim, é importante notar que esse índice é compatível com o obtido originalmente com imagens digitalizadas de investigação prévia<sup>3</sup>, o que mostra uma consistência de performance com imagens que hoje representam o estado da arte da mamografia digital.

Por fim, a disponibilidade de uma vasta gama de dados e de imagens diferentes que a utilização do phantom possibilitou numa parte desses testes mostra um caminho bastante útil para estabelecer comparações de desempenho não apenas desse tipo de esquema mas de diferentes outras técnicas de processamento de imagens com vistas ao auxílio à interpretação de achados na mamografia digital.

### Referências Bibliográficas

- <sup>1</sup>Sousa, M. A.; Matheus, B. R. N.; Schiabel, H. Development of a structured breast phantom for evaluating CADe/Dx schemes applied on 2D mammography. **Biomedical Physics & Engineering Express**, v.4, n.4, p 045018, 2018. (<https://doi.org/10.1088/2057-1976/aac2f2>)
- <sup>2</sup>Moreira, I.C. et al. INbreast. **AcademicRadiology**, v. 19, n. 2, p. 236–248, 2012
- <sup>3</sup>Schiabel, H.; Matheus, B. R. N.; Cardoso, F. J. F. Real time mass classification for mammographic images: a Driven CADx scheme. **Brazilian Journal of Health Review**, v. 6, n. 3, p. 13909-13927, 2023 (<https://doi.org/10.34119/bjhrv6n3-429>).

## SEGMENTAÇÃO AUTOMATIZADA DE CORPOS VERTEBRAIS LOMBARES EM EXAMES DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA USANDO MASK R-CNN

Favoreto, G. S.<sup>1</sup>, Cordeiro, S.S.<sup>1</sup>, Nogueira-Barbosa M.H.<sup>1</sup>, Azevedo-Marques P. M.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Imagens Médicas, Hematologia e Oncologia Clínica

Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - Universidade de São Paulo

contato: [graciellafavoreto@usp.br](mailto:graciellafavoreto@usp.br)

**Introdução:** Este estudo teve como objetivo investigar a aplicação da arquitetura Mask R-CNN na segmentação de corpos vertebrais lombares (L1-L5) em imagens de exames de ressonância magnética. As imagens utilizadas correspondem aos exames de 63 pacientes do sexo feminino, pós-menopáusicas, adquiridas com ponderações em T1w e T2w, para cada paciente, provenientes do HCFMRP-USP (MACIEL, 2023). A segmentação semiautomática das imagens foi realizada em estudo anterior (RAMOS, 2022), com apoio de radiologista do sistema músculo esquelético, servindo como referência para a validação do método proposto.

**Materiais e Métodos:** Iniciou-se com o seccionamento das imagens e máscaras 3D para 2D, seguida pela organização dos dados para garantir o equilíbrio nos conjuntos de treinamento, validação e teste entre diferentes categorias de pacientes: massa óssea normal, osteopenia sem fratura, osteopenia com fratura, osteoporose sem fratura e osteoporose com fratura. Para evitar que imagens do mesmo paciente fossem incluídas tanto no treinamento quanto na validação e/ou teste, foi aplicada a estratégia de separação por paciente. Consideramos os cortes centrais (4 a 10), devido à presença de estruturas anatômicas fora de interesse para este trabalho nos cortes iniciais e finais. Isso resultou na distribuição de 574 imagens (71,79%) para treinamento, 117 (12,09%) para validação e 136 (16,13%) para teste. Todas as imagens incluíam segmentações das 5 regiões de interesse (ROIs) referentes a L1-L5, totalizando 4135 corpos vertebrais (827 imagens \* 5) na análise. O treinamento usou pesos pré-treinados do COCO dataset e foi treinado por 100 épocas. A arquitetura utilizada, Mask R-CNN, inclui uma ramificação adicional em comparação à Faster R-CNN, para a previsão de máscaras de segmentação em cada região de interesse, trabalhando em paralelo com o ramo existente para classificação e regressão de caixas delimitadoras (HE, 2018). A Figura 1 apresenta esquematicamente a arquitetura utilizada.

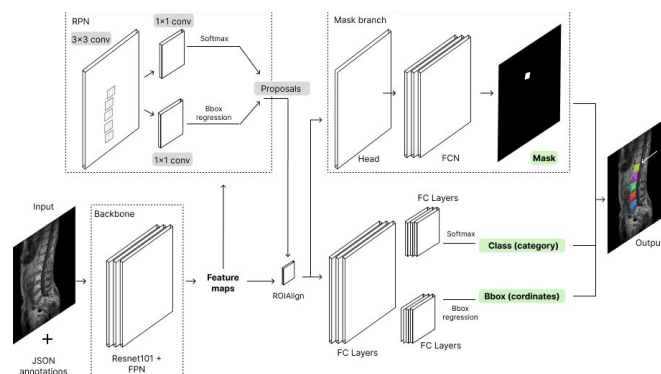


Figura 1. Adaptado de Jiao and Zhao, 2019.

**Resultados e Discussões:** Os resultados obtidos demonstram a viabilidade deste modelo na segmentação de corpos vertebrais lombares. A avaliação do desempenho abrangeu tanto o mean average precision (mAP) quanto o coeficiente Dice como métricas, representados no Gráfico 1. O melhor desempenho alcançado durante a validação foi o mAP de 0.99, acompanhado pelo coeficiente Dice de 0.93, na época 20. Enquanto no conjunto de teste o melhor mAP foi de 0.92, com coeficiente Dice de 0.88, na época 86. A Figura 2 ilustra um exemplo da aplicação do modelo em imagem de teste na época mais promissora, a época 86.

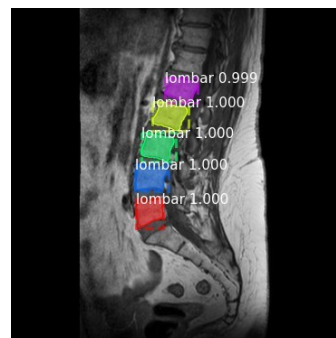
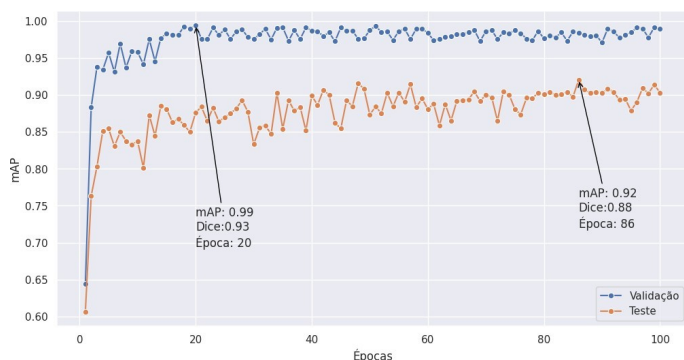


Gráfico 1: mAP e Dice por época em cada conjunto    Figura 2: Resultado em imagem de teste

**Conclusões:** Observa-se que a Mask R-CNN consegue detectar e segmentar corretamente corpos vertebrais lombares nas imagens de ressonância magnética, independentemente da ponderação, presença ou não de fratura e sem aplicação de data augmentation. Como sequência do trabalho, sugere-se treinar a classificação específica dos corpos vertebrais lombares (L1-L5), assim como incluir os torácicos e cervicais com esse modelo. Após isso, prosseguir com a aplicação de modelos de classificação e/ou previsão baseando-se nessa segmentação automatizada.

**AGRADECIMENTOS:** Este trabalho teve apoio financeiro da FAPESP (#2016/17078-0 e #2018/04266-9) e do CNPq (#302480/2022-6)

### Referências Bibliográficas

- Maciel, Jamilly Gomes. et al. Association of bone mineral density with bone texture attributes extracted using routine magnetic resonance imaging. *Clinics*, v. 75, 26 ago. 2020.
- Maciel, Jamilly Gomes. et al. Features of lumbar spine texture extracted from routine MRI correlate with bone mineral density and can potentially differentiate patients with and without fragility fractures in the spine. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, v. 56, p. e12454, 27 fev. 2023.
- Ramos, Jonathan S., et al. “Analysis of Vertebrae without Fracture on Spine MRI to Assess Bone Fragility: A Comparison of Traditional Machine Learning and Deep Learning.” *IEEE Xplore*, 1 July 2022, [ieeexplore.ieee.org/document/9867008](https://ieeexplore.ieee.org/document/9867008).
- He, Kaiming, et al. “Mask R-CNN.” *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 2018, pp. 1–1.
- Jiao, Licheng, and Jin Zhao. “A Survey on the New Generation of Deep Learning in Image Processing.” *IEEE Access*, vol. 7, 2019, pp. 172231–172263,

[ieeexplore.ieee.org/abstract/document/8917633/](http://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/8917633/),



## MEDIDAS DE ACUSTOGRAFIA POR PULSO-EMISSÃO (APE) EM OSSOS TRABECULARES

Frederico P. Tagliaferro, Uliana J., Pavan T., Carneiro A..

Departamento de Física - Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto - USP

contato: [frederico.possato@gmail.com](mailto:frederico.possato@gmail.com)

### Introdução

Atualmente no cenário mundial, existem diversos métodos de análise óssea, neste contexto dois métodos se destacam: a radiografia e o ultrassom. Na modalidade de ultrassom, tem-se desenvolvido nos últimos anos o método de elastografia, que se baseia na medição de características viscoelásticas a partir da deformação do material de estudo gerada por uma tensão aplicada [1]. De maneira análoga, o método da acustografia se fundamenta na utilização de ondas ultrassônicas focalizadas para excitar determinado tecido que por sua vez gera uma resposta mecânica vibracional. A resposta acústica (sinal vibroacústico) é utilizada para a formação de imagens e caracterização da amostra [3]. O desenvolvimento de métodos alternativos para testes não-destrutivos é importante, à medida que sempre se procura a redução de custos, com uma boa precisão e principalmente o bem-estar do paciente.

Com o intuito de aumentar o leque de métodos não invasivos para a caracterização de ossos humanos, este trabalho tem como principal objetivo utilizar, promover e estudar a técnica APE (Acustografia por Pulso Emissão), em um conjunto de amostras de ossos trabeculares humanos anteriormente estudadas e mapeadas por micro-CT. A partir dos dados obtidos em ambas as técnicas, busca-se uma comparação entre elas, principalmente na caracterização de porosidade.

### Materiais e Métodos

Primeiramente foi necessária a construção de um suporte para as amostras ósseas, visando minimizar a interferência na aquisição do sinal vibroacústico. A melhor opção encontrada foi a utilização de um suporte circular impresso em impressora 3D com pequenos furos em 4 regiões simétricas, para que as amostras fossem fixadas ao centro do suporte, utilizando linhas de algodão que geram sinal vibroacústico mínimo. Após isso elas são mergulhadas em água para homogeneização do meio (para total homogeneização, antes do mergulho as amostras têm vácuo gerado em seus poros).

Em um tanque (de dimensões 40 x 52 x 100 cm) preenchido com água, encontram-se dois aparatos experimentais: o transdutor de ultrassom e o hidrofone; sobre o tanque tem-se um sistema de posicionamento tridimensional xyz conectado a um hardware de controle, o qual possui uma precisão de 12,5  $\mu\text{m}$ . O transdutor de ultrassom é usado para excitação ultrassônica da amostra, ou seja, ele produz os feixes de radiação ultrassônica focalizados sobre o alvo. Ele é composto por uma cerâmica confocal com banda de frequência em megahertz (mais especificamente 3 MHz), conectada a um amplificador com ganho de 20 dB com dois canais independentes. O amplificador é conectado a dois geradores de função: o primeiro com dois canais, utilizado para o controle da frequência, comprimento do pulso e amplitude de cada um dos feixes acústicos utilizados na vibroacustografia; e o segundo de um único canal utilizado para controle do trigger do pulso sincronizado com a aquisição dos sinais de acustografia.

A aquisição do sinal acústico é feita por um hidrofone de modelo ITC-6050C pré-amplificado, que possui uma banda de frequência entre 2 e 80 kHz, conectado a uma placa osciloscópio. Um aparelho pulse-receiver conectado a um osciloscópio é utilizado para avaliação do posicionamento da amostra em relação à cerâmica e ao hidrofone.

A obtenção dos dados consistiu na excitação da amostra com o duplo feixe ultrassônico ou pulso único gerando uma perturbação no alvo devido à absorção e espalhamento das ondas acústicas na região focal do transdutor. Essa perturbação provoca uma resposta em forma de vibrações mecânicas com frequências moduladas pela diferença das frequências das ondas ultrassônicas incidentes [2]. A amostra então é rastreada pelo sistema de posicionamento tridimensional para que o foco do transdutor percorra toda a face da amostra. Cada ponto da varredura tem sua resposta armazenada e associada àquela posição.

### Resultados e Discussões

Através de um processamento realizado sobre as imagens, foi selecionada duas ROI's (Region of Interest) como apresentada na Figura 1 sobre a imagem.

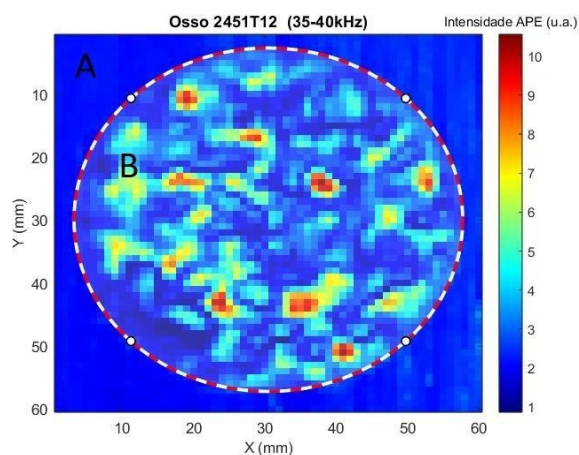


Figura 1 - Seleção da ROI.

A região interna (Região B) foi tratada como a região de sinal e a região externa (Região A) foi tratada como a região de ruído. Foram realizados cálculos da relação sinal-ruído (Equação 1) sobre estas projeções do sinal nas frequências de estudo.

$$snr = 20 * \log_{10}(\hat{c}) \quad (1)$$

A partir destes cálculos foram obtidos os valores expostos na Tabela 1 para as duas técnicas estudadas nesta pesquisa (técnica da vibroacustografia e técnica APE simples). Também foram expressos em outra tabela (Tabela 2) dados anteriormente adquiridos sobre as amostras (dados utilizados para comparação com os obtidos nesta pesquisa).

Tabela 1 - Dados da técnica de acustografia por pulso emissão no método duplo feixe e simples.

Identificação		Dados da pesquisa	
Grupo	Amostra	Sinal Vibro (u.a.)	Sinal APE (u.a.)
Controle	2188L4	6,5841	6,8846
Controle	2420L4	6,7366	6,7493
Osteopênico	104L4R	---	9,3663
Osteopênico	2216L1	7,0446	8,2198
Osteopênico	2427L1	11,0951	7,1365
Osteoporótico	2421L1	7,4124	8,3274

Tabela 2 - Dados BQI (Índice de Qualidade Óssea), E (Módulo Elástico), TLRF e DLRF (Tensão e Deformação no Limite de Resistência à Fratura).

Identificação		Dados anteriores a pesquisa			
Grupo	Amostra	BQI	E	TLRF	DLRF
Controle	2188L4	125,83	144,8	2,02	2,9
Controle	2420L4	97,5	49,48	0,77	3,51
Osteopênico	104L4R	72,33	78,63	1,18	3,24
Osteopênico	2216L1	78,67	121,6	1,6	2,43
Osteopênico	2427L1	68,83	19,91	0,63	6
Osteoporótico	2421L1	52,5	20,08	0,28	3,04

## **Conclusões**

O estudo preliminar de amostras ósseas pela técnica de vibroacustografia e acustografia por pulso emissão simples (APE) mostra que as diferenças nas propriedades mecânicas resultam em diferenças nas imagens obtidas. Isso é uma evidência interessante da capacidade da técnica acustográfica de obter informações mecânicas por meio da intensidade da resposta vibroacústica à força de radiação aplicada. Já as análises quantitativas, comparação entre os valores de sinal e os valores das grandezas físicas anteriormente obtidas, não evidenciam uma correlação muito satisfatória. À medida que, apenas análises por agrupamentos (controle, osteopênico e osteoporótico) possuem sentido, enquanto análises individuais não.

Contudo, os padrões grupais analisados, as imagens adquiridas e o aprimoramento na utilização e entendimento das técnicas utilizadas foram de grande valia para avanços na avaliação caracterização. Além disso, é possível observar que imagens que evidenciam uma maior degradação da amostra, também possuem sinal (vibro e APE) mais intensos, o que nos leva a pensar que a correlação entre intensidade de sinal e saúde óssea existe.

## **Referências Bibliográficas**

Fatemi M. and Greenleaf J. F. “Ultrasound stimulated vibro-acoustic spectroscopy”, **Science**, vol. 280, p. 82-85, April 1998.

Baggio, André Luiz. “Imagens acústicas geradas pela interação da radiação ultrassônica com o meio material”. **Biblioteca Digital de Teses e Dissertações da USP**. 2011.

Anish Poudel, Tsuchin P. Chu, Ryan J. Spencer and Jaswinder S. Sandhu. “Porosity Characterization in Composite Laminate Using Acoustography”, **Conference Paper**. June, 2015.

## TEMPERATURE AND POST-MORTEM INTERVAL EFFECTS ON HUMAN BRAINS SUSCEPTIBILITY VALUES

Azevedo, J. H. M.<sup>1\*</sup>, Avanzine, A.<sup>1</sup>, Otsuka, F. S.<sup>1</sup>, Otaduy, M. C. G.<sup>2</sup>, Salmon, C. E. G.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Inbrain Lab, University of São Paulo, Ribeirão Preto

<sup>2</sup>InRad, University of São Paulo, São Paulo

contact: [josehenrique@usp.br](mailto:josehenrique@usp.br)

**Introduction:** The role of iron in neurodegeneration is still not fully understood. One way to assess pathological processes related to iron and other metals in vivo is with the use of quantitative susceptibility mapping (QSM), a magnetic resonance imaging (MRI) technique to non-invasively estimate tissue magnetic susceptibility. The use of postmortem brains to correlate QSM-MRI to histopathological studies is vital in elucidation of the role of iron in neurodegeneration, and for validation of MRI biomarkers. So, for a better understanding of the use of technique in vivo, the studies in postmortem brains should be carried out with the knowledge of how variables, such postmortem interval and temperature, affect MRI results. Although a recent study shows significant changes in brains structures volumes, diffusivity, and fractional anisotropy values in postmortem compared to antemortem brain, how postmortem interval (PMI) or temperature affect QSM susceptibility values is still not valued. The aim of this study is to investigate the possible effect of body temperature and PMI on measured susceptibility values.

**Materials and Methods:** MRI acquisition was performed on 20 subjects using a Siemens Magnetom 7 T scanner equipped with a 32-channel head coil at InRad - University of São Paulo. The imaging protocol included the acquisition of 3D T1-weighted Magnetization Prepared Rapid Gradient Echo (MP2RAGE) and a multi-echo gradient-recalled echo (GRE) pulse sequence.

QSM maps were generated from both magnitude and phase images using the SEPIA toolbox. This process involved the application of the Projection onto Dipole Fields (PDF) method to remove background fields and the STAR-QSM method for dipole inversion. Co-registration of the MP2RAGE 3D T1-weighted images with the first echo GRE T2\*-weighted images was performed, and a study-specific template was created, using ANTs software, from 3D T1-weighted co-registered images from all 20 subjects. This template was subsequently employed for the segmentation of the brain structures analyzed in this study.

All co-registered 3D T1-weighted images were then aligned to the template space, and the resulting deformation matrix was applied to transform the QSM maps into the template space, facilitating the application of the segmentation derived from the template. The mean temperature during the study was  $(21.5 \pm 3.1)$  °C, the postmortem interval (PMI) was  $(14.25 \pm 3.13)$  hours, and the subjects' ages ranged from  $(68 \pm 14)$  years.

**Results:** The postmortem interval and temperature variables analyzed in this study do not seem to affect susceptibility values. Only a positive correlation with age and the bilateral putamen was observed, and this correlation is significant. This finding is expected, as the putamen is part of the basal ganglia, the region with the highest iron accumulation in the brain, and it is also reported in previous research.

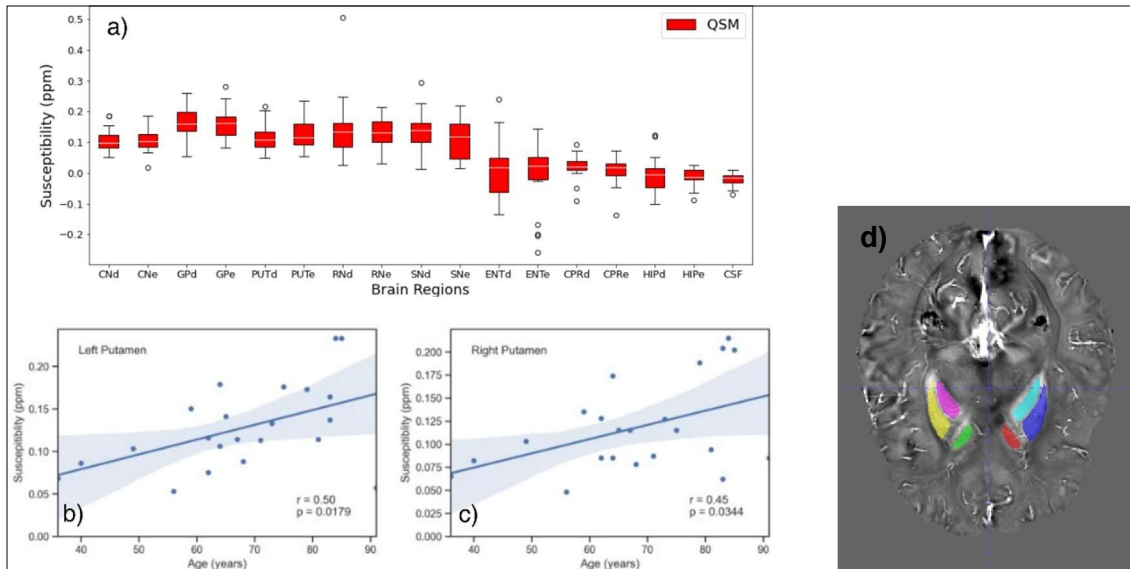


Figure 1. Mean susceptibility values of all subjects for each brain region (a) and correlation of susceptibility values for left (b) and right (c) putamen with age of subjects. Example of a QSM map and some segmented regions of basal ganglia (d).

**Conclusions:** In the temperature and PMI range used in this study, we observe that QSM values are not affected. This observation is valuable because it indicates that within this range, there is no need to correct the susceptibility values obtained in the analysis of postmortem brains for these variables.

## **BASELINE MRI-BASED PREDICTORS OF ANTIDEPRESSANT RESPONSE TO THE USE OF INTERMITTENT THETA-BURST STIMULATION IN THE TREATMENT OF UNIPOLAR DEPRESSION**

Silva P.H.R.<sup>1\*</sup>, Cavendish B.A.<sup>1</sup>, Suen P.J.C.<sup>1</sup>, Tamires Zanão<sup>1</sup>, Brunoni A.R.<sup>1</sup>  
Serviço Interdisciplinar de Neuromodulação, Instituto de Psiquiatria, HCFMUSP  
contact: [pedrojoanabrit@usp.br](mailto:pedrojoanabrit@usp.br)

**Introduction:** Major Depressive Disorder (MDD) has high morbidity, with a suicide rate of approximately 15% in severe depressive episodes. The first-line treatment for depression is the use of antidepressants, although about 30% of patients are resistant to pharmacological interventions. Due to these limitations, new therapeutic alternatives have been developed for MDD, such as non-invasive brain stimulation (NIBS). This class of treatment is capable of modifying brain excitability in an effective, safe and non-invasive way and includes transcranial direct current stimulation (tDCS) and repetitive transcranial magnetic stimulation (rTMS). More recently, intermittent Theta-Burst Stimulation (iTBS), a form of rTMS, became a new therapeutic intervention for the treatment of MDD, being advantageous due to the shorter treatment session time (3-9 min vs. 40 min in rTMS), and its non-inferior antidepressant efficacy compared to rTMS. In terms of neural substrates of rTMS antidepressant effects, many studies have shown that the optimal target for rTMS stimulation is the left dorsolateral prefrontal cortex (DLPFC) area, which presents the highest resting-state functional anticorrelation with the right subgenual Anterior Cingulate Cortex (sgACC). However, any study provided associations between baseline structural brain measures and rTMS antidepressant effects until now. Therefore, we evaluated the associations between baseline MRI-based measures and iTBS antidepressant effectiveness in unipolar depression patients. We focused on MRI-based measures of DLPFC areas, as it was the stimulation site, and the sgACC, which although outside the stimulation focus, was previously associated with brain changes in MDD patients and related to the antidepressant effects of rTMS.

**Materials and Methods:** This was an open clinical trial. Patients between 18 and 65 years of age, with an initial Hamilton Rating Scale for Depression (HAM-D-17) greater than or equal to 14, and treatment-resistant depression confirmed by the Mini International Neuropsychiatric Interview (MINI), were recruited through social media and internal disclosures directed at Hospital das Clínicas employees. Montgomery-Asberg Depression Rating Scale (MADRS) was also used to evaluate depression. Patients received 20 consecutive days of stimulation and returned one week after the end of treatment for evaluation of clinical outcomes (follow-up). MRI was collected in the week before the start of the stimulation protocol. The coil was positioned on the left DLPFC, identified according to the Beam method, using a MagPro X100 device (MagVenture, Denmark) with a butterfly-shaped coil. 1800 pulses were used per session, with 100% of the motor threshold, totaling 9 minutes of duration. MRI images were collected using a 3T machine (Achieva, Philips) located in the Institute of Radiology, HCFMUSP. T1-weighted data was collected with TR = 7.0 ms, TE = 3.2ms, excitation angle = 8°, direction 1.5, FOV = 240x240 mm<sup>2</sup>, matrix = 240x240 pixels, 180 slices of 1 mm each, without gap, with resulting voxel size of 1x1x1 mm<sup>3</sup>. T2-weighted sequence was acquired using TR = 2100 ms, TE = 287 ms, 180 axial slices (thickness = 1mm), FA = 90°, FOV =

256x256 mm<sup>2</sup>. Resting-state fMRI images were collected using EPI sequence, TR = 2.2ms, TE = 28ms, slice thickness = 3mm, slice interval of 0.3 mm, field of view (FOV) = 240x240x125 and matrix size of 80 x 80. The brain segmentation and parcellation were run using the standard FreeSurfer command ‘recon-all’. Total intracranial volume was calculated to correct for interindividual differences in total brain size. We used in-house scripts to extract the volume from regions of interest (ROI) defined using a contemporary multimodal cortical parcellation scheme, the Glasser atlas. ROIs consisted of the bilateral DLPFC (46, SFL, 8Ad,8C, 8BL, 8Av, 9p, 9a, p9-46v, a9-46v, i6-8, s6-8 and 9-46d), and we considered 4 parts of the sgACC (bilateral 25 and s32). Functional MRI was pre-processed using the surface-based pipeline from the CONN toolbox. ROI-to-ROI analysis was performed to evaluate functional connectivity between the ROIs used in volume quantification. Bivariate correlation between time series of each ROI was used to obtain a correlation matrix. Brain volume and functional connectivity values were extracted to perform statistical analysis using R Version 4.1.2. Linear mixed models were conducted for each of the ROIs to investigate the relationship between changes in depression scale scores applied throughout the treatment and the MRI-based measures. We used depression scale scores as outcomes and a two-way interaction between the fixed predictors MRI-based measures, and time (baseline, weeks 1-4 of treatment, follow-up). Participants were included as random intercepts. All results were considered significant at a p threshold of

0.05. The reported values are based on the two-way interaction of the fixed variables. We used false discovery rate (FDR) corrections to correct for multiple comparisons.

**Results:** Fifty patients (41 females, mean age = 39.02 ± 10.80 years), were included in the analysis. Mean HAMD-17 went from 18.24 ± 3.05 at baseline to 8.64 ± 5.53 in the follow-up. Mean MADRS mean went from 24.82 ± 4.63 to 1.08 ± 7.93. Baseline DLPFC region left p9-46v (p-FDR = .0004) and sgACC portion right s32 (p-FDR = .003) volumes were statistically significantly predictive of HAMD-17 scores through time. Both the left p9-46v (p-FDR = .0002) and the right s32 (p-FDR = .04) were also statistically significantly predictive of MADRS scores through time. In general, the smaller the baseline volume, the bigger the antidepressant effect. Baseline connectivity between the left a9.46v and right s32 (p-FDR = .054) and between left 9a and left 8C (p-FDR = .054) were the best predictors of HAMD-17 changes through time, although not statistically significant. Baseline connectivity between left a9.46v and right s32 (p-FDR = .012) and between left 8BL and left 25 (p-FDR = .021) were statistically significantly predictive of MADRS changes through time. More importantly, the higher the “anticorrelation”, the bigger the antidepressant effect.

**Conclusions:** Baseline MRI-based measures from DLPFC and sgACC areas were predictive of iTBS antidepressant effects. The fMRI findings resonate with robust previous rTMS literature, while the structural MRI ones are novel. Patients with the smallest volumes and highest anticorrelation between left DLPFC and right sgACC areas benefited more from iTBS treatment. Future steps include evaluating other brain areas and baseline MRI-based predictors of responders and remitters.



## APLICAÇÃO DE REDES PROFUNDAS SOBRE CARACTERÍSTICAS RADIÔMICAS DE IMAGENS HISTOLÓGICAS PARA AUXÍLIO AO DIAGNÓSTICO DE CÂNCER DE MAMA

Rodrigues C<sup>\*</sup>., Furio O.<sup>2</sup>, Oliveira A.<sup>3</sup>, Felipe J.<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Computação e Matemática, FFCLRP – Universidade de São Paulo

<sup>2</sup>Departamento de Física, FFCLRP – Universidade de São Paulo

contato: [carlovedrs@usp.br](mailto:carlovedrs@usp.br)

[octavio.furio@usp.br](mailto:octavio.furio@usp.br) [jfelipe@ffclrp.usp.br](mailto:jfelipe@ffclrp.usp.br) [arthutamo@usp.br](mailto:arthutamo@usp.br)

**Introdução:** O combate efetivo do câncer de mama exige a obtenção de diagnóstico preciso e precoce. Neste contexto, o uso de Redes Neurais Artificiais sobre características radiômicas de imagens histológicas pode auxiliar patologistas no diagnóstico, como uma ferramenta de apoio à decisão. Este trabalho tem como objetivo estudar a viabilidade do uso de características radiômicas extraídas de segmentos de imagens histológicas no treinamento de Redes Neurais Profundas para auxiliar na detecção de tecido de mama cancerígeno.

**Materiais e Métodos:** Inicialmente, 240 regiões de interesse (ROIs) foram extraídas de 80 amostras histológicas de tecidos microscópicos de mama (40 de tecido saudável e 40 de tecido tumoral), sendo 3 ROIs de cada imagem. As ROIs foram então pré-processadas: passagem à escala de cinza - utilizando a média de intensidade entre os diferentes canais de cor da imagem -, manipulações de brilho e contraste e a aplicação um filtro High-Boost para realce de bordas, com a finalidade de destacar estruturas e texturas que auxiliem na diferenciabilidade visual da classe da ROI (Tumor ou Saudável). A fim de aumentar a quantidade de instâncias e evitar overfitting da rede, cada ROI foi reamostrada em nove segmentos, com posterior extração das características radiômicas de cada segmento, utilizando uma automação da biblioteca PyRadiomics, o que resultou em vetores de características com 93 atributos para 2160 segmentos. A seguir, os 45 melhores atributos desta base de dados foram selecionados de acordo com a sua relevância para a classificação das imagens em suas classes, utilizando-se de técnicas de ranqueamento agregado com resultados de seletores de atributos encontrados no software Weka. Tais técnicas incluem a utilização de média geométrica das posições atribuídas pelos seletores a cada atributo e posterior normalização desta média pela presença deste atributo entre os conjuntos escolhidos por 9 seletores. Com os conjuntos de dados resultantes da extração - cada qual contendo, para cada segmento de cada ROI, o vetor de características (agora com 45 atributos) e sua classe - uma rede neural densa completamente conectada (Fully Connected Neural Network - FCNN) foi modelada e treinada em uma base de treino contendo os vetores de características extraídos de 75% dos segmentos, e posteriormente validada nos vetores dos 25% restantes. A separação de tais bases seguiu uma abordagem interpaciente, na qual as amostras de um mesmo paciente não se dividem entre treino e validação. A modelagem da rede profunda

proposta neste estudo foi otimizada, sendo constituída de 2 camadas ocultas, cada qual com 15 unidades com função de ativação definida por uma tangente hiperbólica, sendo treinada em 10 folds de validação cruzada. O total de épocas utilizadas foi de 1000 (100 épocas por grupo), utilizando o otimizador “Adam” em sua parametrização padrão, com um batch-size de 16, que foi suficiente para convergir em resultados satisfatórios em nossos testes. O tempo de treinamento da Rede Densa proposta foi especialmente curto quando comparado com outros métodos semelhantes, tomando por volta de 20 minutos sob nossa base de treino, em um servidor de sistema operacional Linux Ubuntu 22.04, com dois processadores Intel Xeon Silver, 192 GB de RAM DDR4, e duas placas gráficas NVIDIA RTX A4000.

**Resultados e Discussões:** Para avaliar o classificador, foram utilizadas métricas padronizadas para tarefas de aprendizado de máquina supervisionado: acurácia, sensibilidade, F1-score e área sob a curva ROC (AUC). Os resultados são apresentados na Tabela 1, juntamente com métricas resultantes de outros modelos de classificação de uso corrente, analisados para fins de comparação com o modelo proposto, sendo eles: Random Forest, XGBoost, Multi-Layer Perceptron, AdaBoost Decision Tree e Support Vector Machine.

Tabela 1: Comparação de desempenho da Rede Densa Proposta na base de validação

Classificador	Acurácia	Sensibilidade	F1-Score	AUC
Random Forest	86,67%	85,68%	86,97%	95,27%
XGBoost	88,70%	86,67%	88,08%	95,46%
Multi-layer Perceptron	90,18%	84,81%	86,31%	95,01%
AdaBoost Decision Tree	80,92%	89,38%	87,65%	94,94%
Support Vector Machine	83,33%	90,12%	88,00%	95,34%
FCNN Proposta	91,30%	91,85%	91,34%	96,58%

Constata-se que alguns classificadores obtiveram resultados próximos aos da FCNN proposta em algumas métricas, porém não mantiveram a mesma performance nas métricas restantes.

**Conclusões:** No presente estudo, evidencia-se que características radiômicas de imagens histológicas carregam informações relevantes para classificação acurada de câncer de mama, e ademais demonstra-se a capacidade do modelo proposto em generalizar em novos dados, gerando resultados superiores aos métodos convencionais em todas as métricas analisadas neste estudo, mostrando-se promissor para os fins propostos.

### Referências

- Khuriwal., et al: Breast Cancer Detection From Histopathological Images Using Deep Learning. **Public** 2018.
- Gonzalez., et al: Processamento Digital de Imagens. **Public** 2009, Volume 3.

## DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE PRESCRIÇÃO COM IA USANDO ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NO TRATAMENTO DE TUMOR CEREBRAL

Dias, R.<sup>1</sup> B. Pavan, A.<sup>2</sup> Leoni, R.<sup>3</sup>

Instituto de Física e Química - Universidade Federal de Itajubá

contato: [ranulfo@unifei.edu.br](mailto:ranulfo@unifei.edu.br), [alan@unifei.edu.br](mailto:alan@unifei.edu.br), [leonirf@usp.br](mailto:leonirf@usp.br)

**Introdução:** No início dos anos 2000, surgiu uma possível alternativa para o tratamento de tumores cerebrais através do uso de campos elétricos (TFields), que se mostrou eficaz na inibição da proliferação das células cancerígenas vinculadas ao Glioblastoma Multiforme (GBM) que é um câncer altamente agressivo que afeta o sistema nervoso central e representa um desafio significativo na área médica. (Alves, 2020; Kirson et al. 2004; Tan et al. 2020).

À medida que as investigações progrediram, especialmente na aplicação de aprendizado de máquina na medicina, com linguagens como o Python, foi desenvolvido o SimNIBS, um software capaz de modelar campos eletromagnéticos no cérebro que inclui a aplicação de eletrodos (SimNIBS. 2023).

Nesse contexto, o estudo emprega três códigos, com dois já concluídos, para criar e analisar dados de simulações do SimNIBS. Um terceiro código em desenvolvimento visa integrar dados para prescrição. O foco principal é otimizar o código Python do SimNIBS, gerando simulações abrangentes de estimulação elétrica com variação nas configurações de eletrodos para tratar tumores cerebrais. O objetivo é identificar configurações eficazes de eletrodos ao combinar dados simulados e princípios de Física-Matemática, visando a avançar no tratamento de tumores cerebrais e aprimorar a qualidade de vida dos pacientes afetados.

**Materiais e Métodos:** O primeiro código aborda a geração de simulações do SimNIBS, baseando-se em uma adaptação do código Python de estimulação elétrica de corrente contínua do software. Esse código busca alterar o código inicial para gerar simulações de estimulação elétrica transcraniana de corrente alternada que gera campos elétricos alternados voltando para o tratamento de tumores cerebrais. O código produz simulações abrangendo diversas combinações de eletrodos com 4, 6 e 8 eletrodos. Para eficiência computacional, o código foi dividido em três partes distintas.

O segundo código tem o objetivo da limpeza dos dados, ou seja, extrair detalhes específicos das simulações geradas pelo SimNIBS. Isso demandou o uso das bibliotecas "pandas", e principalmente, "re", para lidar com expressões regulares de strings complexas. Por conta dos dados gerados por cada simulação serem extensos, o código foi formatado para incluir somente informações pertinentes ao estudo, como volume das áreas afetadas, intensidade do campo elétrico e eletrodos utilizados..

O terceiro código está em fase de desenvolvimento, o objetivo é estabelecer correlações entre as informações das simulações geradas e os dados inseridos pelo profissional de saúde a partir de uma imagem de ressonância magnética do paciente. O código solicita informações de entrada sobre o tumor, por exemplo, a região do tumor, centro de massa e raio. Com base nos resultados das simulações, a IA identifica a simulação que apresenta a maior intensidade de campo elétrico e engloba uma região ligeiramente superior à do tumor indicado.

**Resultados:** O código de geração de simulações do SimNIBS conseguiu fornecer resultados positivos, como também o código que fez a limpeza, extraiu as informações pertinentes. No entanto, estamos viabilizando que o código de geração seja executado em um cluster para aumentar a quantidade de dados e, conseqüentemente, a precisão na seleção da melhor configuração. Com isso, será possível fazer a correlação dos dados com o código que está sendo desenvolvido, com base nas informações do tumor fornecidas pelos profissionais de saúde, identificar as simulações mais eficazes e obter resultados que ajudem na escolha do tratamento mais adequado.

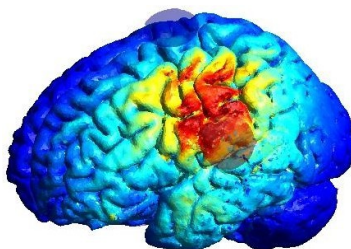


Figura 1: Imagem criada pelo SimNIBS, mostrando eletrodos elípticos de 30 mm de diâmetro.

**Conclusão:** O estudo em andamento mostra resultados positivos, incluindo a geração bem-sucedida de simulações e a extração de dados, destaca a viabilidade e praticidade da abordagem. A utilização de IA, métodos físicos-matemáticos e medicina promete avanços nos tratamentos de doenças do sistema nervoso central, como o GBM e de condições similares. As próximas etapas incluem a conclusão do código de correlação de dados, cogita-se o uso de um cluster para ampliar as simulações e aprimorar a escolha de configurações de eletrodos.

#### **Referências:**

Alves, M. G. et al. Ação do campo elétrico alternado externo em células tumorais de melanoma e em fibroblastos normais. In: . [S.l.]: Atena, 2020.

Kirson, E. D. et al. Disruption of cancer cell replication by alternating electric fields. *Cancer research*, AACR, v. 64, n. 9, p. 3288–3295, 2004.

SimNibs. SimNibs. 2023. Disponível em:

<<https://simnibs.github.io/simnibs/build/html/index.html>>. Acesso em: 25 de agosto 2023.

Tan, A. C. et al. Management of glioblastoma: State of the art and future directions CA: a cancer journal for clinicians , Wiley Online Library, v. 70, n. 4, p. 299–312, 2020.

## PYCRT - A PYTHON LIBRARY FOR MEASURING CAPILLARY REFILL TIME

Lopes Dias E., Pantojo de Souza Bachour R., Cunha Cardoso G.

Departamento de Física - FFCLRP - USP

contact: [eduardotogpi@usp.br](mailto:eduardotogpi@usp.br)

**Introduction:** Capillary Refill Time (CRT) is a quick, simple and non-invasive clinical test that assesses the status of blood perfusion near the outer layers of the skin. The usual method of measuring CRT is by the examiner manually applying pressure with a fingertip to a region in the patient's skin, usually the patient's fingertip or toe. The applied pressure causes bleaching ("whitening") of the compressed region, and the CRT is measured as the time necessary for the region to return to the color of the surrounding skin after pressure is released [ 1 ]. Due to the various applications of measurements of peripheral perfusion status and the limitations of the visual and manual method of measuring CRT [ 1 ], development and characterization of methods for automatically measuring CRT is an active area of research. PyCRT is software for measuring Capillary Refill Time written in Python, developed in the context of research in video-processing-based alternative metrics for CRT at the Photobiomedical Instrumentation Group – USP [ 2 ].

**Materials and Methods:** PyCRT provides an extensive set of functions for reading data from a variety of file formats, pre-processing this data, calculating CRT by different methods and with adjustable parameters (the main method is presented in the figure). It can also plot and store the results in an archive for further analysis, while being easy to use and extensible.

The objectives and principles adopted in the development of pyCRT are:

Being easy to use by researchers with only a modest knowledge of Python.

Correctness, as CRT is a diagnostic tool whose accuracy can have implications on health.

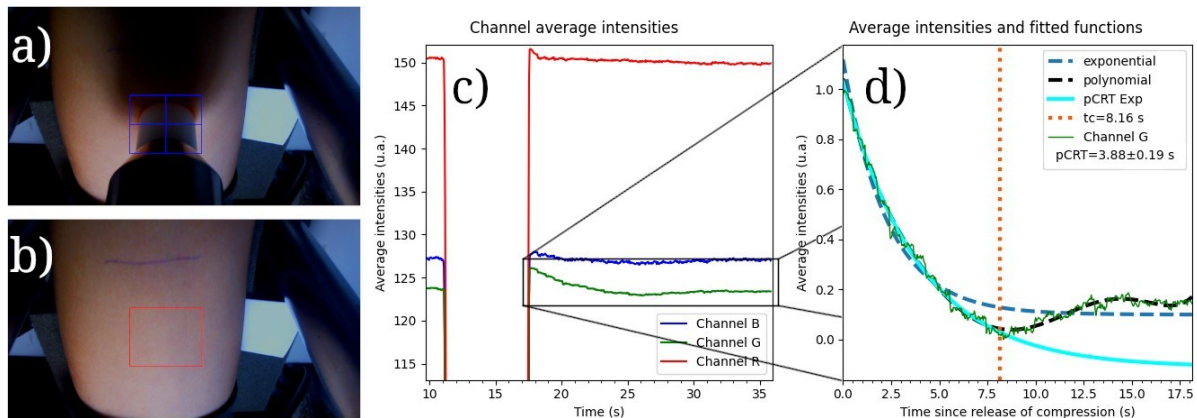
Code clarity and extensive documentation, as it expected that researchers and software developers from outside may send contributions to the library.

PyCRT is Open Source Software distributed under the LGPL3.0+ license. Links to pyCRT's PyPi [ 3 ] (for easy installation), Read the Docs [ 4 ] (documentation and tutorials) and GitHub [ 5 ] (for code sharing) pages are listed in the References.

**Results:** This section is a list of pyCRT's functionalities, as the complete list and tutorials on how to use each feature is available on pyCRT's complete documentation [ 4 ].

- Calculating CRT directly from arrays, video files, cameras, or a directory of images with a single command.
- Plotting and saving average pixel intensities over time and the CRT calculation curves, including plotting pixel intensities in the ROI in real time during video playback.
- Calculation of CRT by different algorithms
- Gamma correction and conversion between color models in real time or in post-processing

- Saving and restoring measurements to and from files.
- Configuration files for CRT calculation and webcam parameters.



```

1. crt = pyCRT.PCRT.fromVideoFile("CR1.wmv")
2. crt.showAvgIntensPlot()
3. crt.showPCRTPlot()

```

Figure: Steps for pyCRT’s main algorithm, first presented by De Souza et al in [ 2 ]. 1. a) application of pressure over and selection of the ROI; b) Capillary Refill phenomenon, recording of average RGB channel intensities inside the ROI; 2. c) Plotting the average intensities, selecting green channel for CRT calculation; 3. d) Fitting of curves for calculation of CRT. Below the figures are the lines of code necessary for each step. The ROI is selected interactively, and average intensities may be viewed in real time during video playback.

**Conclusions:** PyCRT could be a valuable tool for innovations that are more easily implementable in clinics than AI-based methodologies, which are often feared by healthcare professionals as a threat to their employability. PyCRT can also serve as “common language” between researchers and professionals in the field of video-based CRT measurements.

**References:**

[ 1 ] Pickard, A., Karlen, W., & Ansermino, J. M. (2011). Capillary refill time: is it still a useful clinical sign?. *Anesthesia & Analgesia*, 113(1), 120-123.

[ 2 ] De Souza, R. P., Dias, E. L., & Cardoso, G. C. (2023). Skin-color-independent robust assessment of capillary refill time. *Journal of Biophotonics*. <https://doi.org/10.1002/jbio.202300063>

[ 3 ] PyCRT’s Python Packaging Index (PyPi): <https://pypi.org/project/pyCRT/> [ 4 ] PyCRT’s documentation on Read The Docs: <https://pycrt.readthedocs.io>

[ 5 ] PyCRT’s code on GitHub: <https://github.com/Photobiomedical-Instrumentation-Group/pyCRT>

## ECGI FOR ATRIAL FIBRILLATION: ANALYSIS OF PRELIMINARY RESULTS FROM ANIMAL MODEL SETUP

Quadros A.<sup>1</sup> , Sandoval I.<sup>1</sup> , Silva V.<sup>1</sup> , Neves T.<sup>1</sup> , Luz R.<sup>1</sup> , Costa G.<sup>1</sup> , Paredes J.<sup>1</sup> ,  
Uzelac I.<sup>2</sup> , Pachon JC.<sup>3</sup> , Salinet J.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Federal University of ABC (UFABC), Center for Engineering, Modeling and Applied Social Sciences (CECS), São Bernardo do Campo/ SP, Brazil

<sup>2</sup>Georgia Institute of Technology, School of Physics, Atlanta, GA, United States

<sup>3</sup>São Paulo Heart Hospital

contact: [angelica.drielly@ufabc.edu.br](mailto:angelica.drielly@ufabc.edu.br)

**Introduction:** Atrial fibrillation (AF) is a cardiac arrhythmia with an overall prevalence rate of 2.9%, characterized by rapid and irregular contractions. Its diagnosis is carried out through invasive mechanisms, which involve high costs and risks to the patient, motivating the development of non-invasive methods such as electrocardiographic imaging (ECGI).

By utilizing electrocardiographic signals recorded from various points on the surface of the chest, along with 3D geometries of the heart and chest, it is possible to estimate the signals on the heart epicardium and project them onto 3D heart maps of biopotentials, allowing characterization and identification of regions sustaining AF. Aiming to study AF, this work presents preliminary results and analysis from the application of ECGI to signals under different cardiac rhythms, including atrial fibrillation, collected from rabbit hearts using an experimental setup.

**Materials and Methods:** The data collection was obtained through an experimental setup consisting of a tank-torso setup containing a rabbit heart under different rhythms immersed in a sucrose solution. The study was approved by the Federal University of ABC local Committee on Ethics in the Use of Animals (CEUA), protocol no. 3947230519. Conducted at the HeartLab Experimental Laboratory, the experiment gathered noninvasive surface potentials (i.e electrocardiograms) from the hexagonal acrylic tank-torso using 60 silver electrodes, where each face presented 10 electrodes. The signals were recorded with the acquisition board Open Ephys (Open-source Electrophysiology) and sampled at 4 kHz. Three Multiple Electrode Arrays (MEAs) composed of 16 platinum iridium electrodes, were positioned in the epicardium of the right atrium, left atrium, and ventricle.

For ECGI, the 3D geometry of the tank and heart are needed. The 3D of the tank is obtained during the tank projection for its development, with 218 vertices. To create the 3D heart, a custom adapter, an Arduino Uno, and a stepper motor connected to a belt were used to rotate the heart 360°, while an optical camera recorded a sequence of heart images. All of this was controlled by an in-house LabVIEW graphical user interface (GUI). Subsequently, silhouette identification was performed on each acquired image using image processing and analysis in Java (ImageJ). Regions of interest (ROI) were highlighted in each image, and a triangular mesh was generated using the Poisson method.

The preprocessing of both electrocardiograms and epicardial heart signals consisted of applying a bandpass filter (0.5-350 Hz) followed by a notch filter (60 Hz). The vertices, where no electrical activity was measured in the 3D models of the tank and heart, were estimated through the minimization of the Laplacian norm. By employing the boundary element method on the generated 3D geometries of the tank-torso and heart, a transfer matrix was obtained, which relates the geometric properties of these surfaces. Finally, by applying Tikhonov regularization of order zero, epicardial electrograms were estimated and plotted onto the 3D heart model. It is followed by calculation of the Normalized Root Mean Square Error (NRMSE) between the estimated electrograms and the measured ones, in a segment of 100 milliseconds.

**Results:** Figure 1 presents the 3D models of the tank and heart. The signal was estimated at 10,002 points on the epicardium and plotted in the 3D model, as shown in the potential map in Figure 2, providing a significant visual representation of the heart's electrical activity. The lowest NRMSE value found in the analysis step was 0.8890, observed at a point in the left atrium.

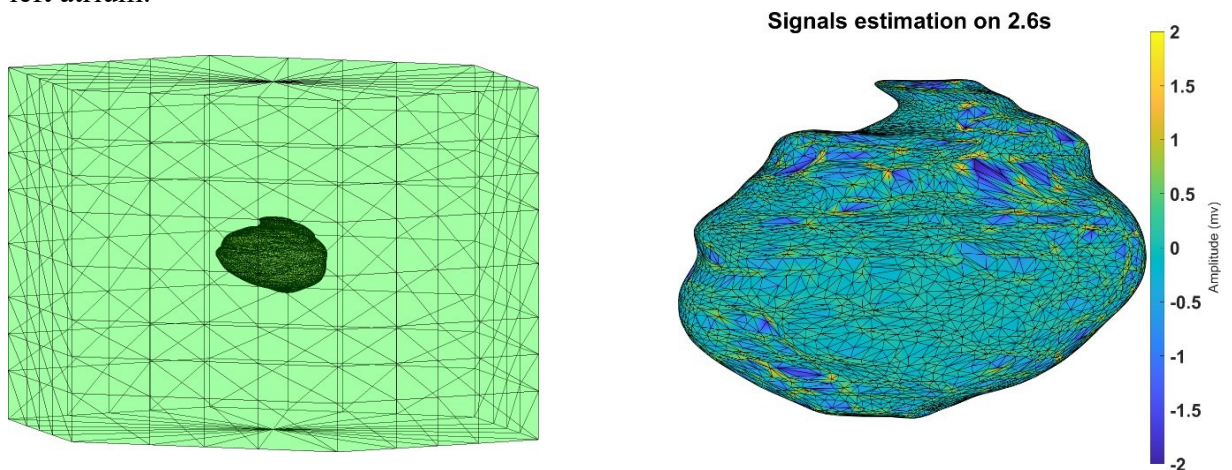


Figure 1: 3D models of the tank and heart. Figure 2: Potential map.

**Conclusions:** The experimental setup allowed application of ECGi. In preliminary results, 3D models of the tank and heart were generated, and arrhythmic signals were reconstructed and presented as biopotential maps in the constructed 3D model.

The resulting maps provide a compelling visualization of electrical potentials in the heart during sinus rhythm and AF, suggesting that this technique holds great promise. In the first analysis step, the NRMSE metric was employed to compare the measured signal with the estimated signal. This result indicates that there is still room for improvements in the model to achieve a closer approximation to the real signals. This initial analysis is essential in guiding the project and identifying areas requiring further attention and review. However, it's crucial to acknowledge that these results are preliminary, and additional validation and reliability steps are required to improve the analysis methods and results.

Furthermore, improvements in spatial resolution and signal processing techniques can enhance the accuracy of potential estimates. The project team is constantly refining the experimental procedures and is supported by clinical researchers from various institutions to



analyze and validate the generated maps, which will contribute to the advancement of the potential of this technique.

## A NON-INVASIVE CARDIAC ELECTRICAL MAPPING SYSTEM: VALIDATION AND ANALYSIS IN ISOLATED RABBIT HEART.

Neves T.\*<sup>1</sup>, Silva V.<sup>1</sup>, Siles J.<sup>1</sup>, Sandoval I.<sup>1</sup>, Quadros A.<sup>1</sup>, Luz R.<sup>1</sup>, Uzelac I.<sup>2</sup>, Pachon J.C.<sup>3</sup>, Salinet J.<sup>1</sup>.

<sup>1</sup> Center for engineering, modeling and applied social sciences (CECS) - Federal University of ABC (UFABC).

<sup>2</sup> School of physics - Georgia Institute of Technology.

<sup>3</sup> Sao Paulo Heart Hospital

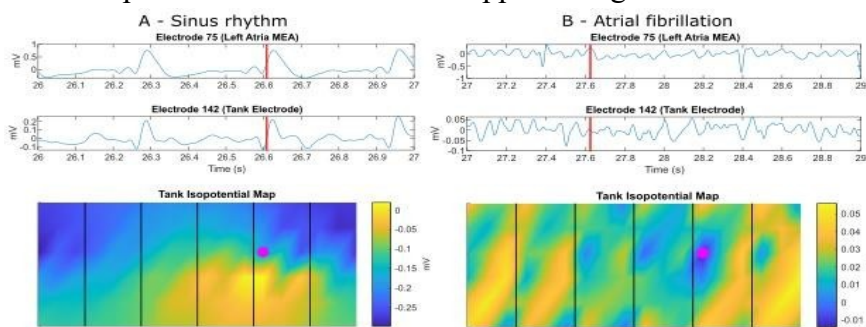
Contact: [tainan.neves@aluno.ufabc.edu.br](mailto:tainan.neves@aluno.ufabc.edu.br)

**Introduction:** Cardiac diseases are among the main causes of death worldwide. The most used method for evaluating cardiac electrical activity and rhythm is the 12-lead electrocardiogram (ECG), due to its non-invasive nature, easy reproducibility, and low cost. However, its limited number of electrodes limits diagnoses of certain diseases. Results obtained from Body Surface Potential Mapping (BSPM), using a high density of electrodes, allow identification of detailed alterations in the heart's electrical activity and can be projected onto a 3D perspective of the torso. This approach overcomes the limitations of the ECG method. However, the high cost hinders the utilization of this type of system in public health centers in Brazil. In this study, a BSPM system is developed, and its validation is experimentally performed in an in-situ animal model through isolated rabbit hearts under sinus rhythm and atrial fibrillation.

**Materials and Methods:** A translucent hexagonal tank (18.5x5.5 cm faces) with 60 electrodes (10 per face) was developed for acquiring high density ECGs for non-invasive mapping. The electrodes are made of stainless steel and are in contact with a sucrose solution (in mM: 23 NaCl, 260 C12H22O11, impedance of 430  $\Omega$ /cm) circulating within the tank (100 ml/min) at a 38°C, simulating trans-thoracic impedance. In the center of the tank, a rabbit heart (CEUA no. 3947230519) is placed, and perfused retrogradely through the aorta (15-20 ml/min, constant 80 mmHg pressure and 38°C) with a nutrient solution (in mM: 115 NaCl, 4.6 KCl, 25 NaHCO<sub>3</sub>, 1.2 CaCl<sub>2</sub>, 1.2 KH<sub>2</sub>PO<sub>4</sub>, 1.2 MgSO<sub>4</sub>, 1 Na-Pyruvate, 11 C<sub>6</sub>H<sub>12</sub>O<sub>6</sub>). Simultaneously, three in-house Multi-Electrode Arrays (MEAs), each containing 16 silver electrodes, are placed in the ventricle, left and right atria, for epicardial electrical mapping. Both epicardial and non-invasive signals are acquired at 4 kHz, amplified at 60 dB, and synchronized (Open Ephys GUI v0.6.6, Open Ephys Acquisition Board v2.4). The reference electrode, made of tinned copper (Cu/Sn), is positioned beneath the aorta on top of the cannula where the heart is fixed for retrograde perfusion. The preprocessing of both non-invasive and epicardial signals consisted in applying a Butterworth bandpass filter with a high-pass cutoff (order 20) at 0.5 Hz and a low-pass cutoff (order 10) at 250 Hz. It was followed by a notch filter (order 6, cutoff 60 Hz). Electrical mapping consisted at acquiring electrical activity under different rhythms, including during pacing with an electrode placed in the left atrium. For arrhythmia induction a sequence of 30 s rectangular pulses is used (width 50 $\mu$ s, 20 V amplitude and frequency of repetition at 40 Hz). In addition, the atrioventricular node (AV node) was inhibited using a commercial ablation system connected to a microneedle, for ablation of this structure. Isopotential and dominant frequency maps were

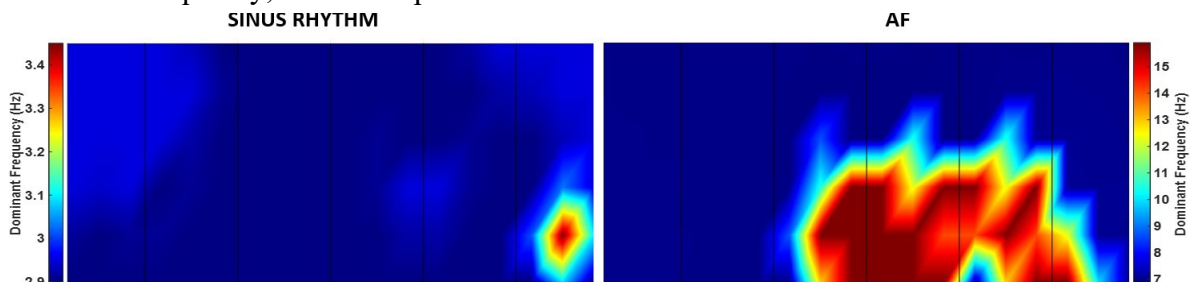
generated respectively.

**Results:** Six experiments were conducted where electrical activity was obtained under sinus rhythm, pacing, and atrial fibrillation. In Figure 1A is shown an electrogram from the left atrium and an electrocardiogram (i.e from the tank electrode) under sinus rhythm. Figure 1B depicts the respective signals under atrial fibrillation. Below each plot is displayed the respective isopotential map from the tank, highlighting, the chaotic behavior occasioned by the fibrillatory waves of the atrial fibrillation. The moment of atrial depolarization (i.e local activation time) is highlighted with a red line. The isopotential map was generated at this specific moment, and the pink dot within it highlights the position of the electrode shown in the potential plot. Areas in the maps with negative values representing wavefront rescinding and with positives areas wavefronts approaching.



**Figure 1. Electrical Plots and Isopotential Maps from a Reperfused Isolated Rabbit Heart.** Panel A displays the electrical signals under sinus rhythm; and Panel B under atrial fibrillation. The red line shows the moment at which the isopotential maps were generated, and the pink dot indicates the location of the tank electrode.

Figure 2 shows a dominant frequency map from a four second recording of the same signals shown in Figure 1. It's able to see that sinus rhythm (left) performs a punctual region with higher dominant frequency. While in AF (right), the system performs a large area with higher dominant frequency, when compared with the rest of the tank.



**Figure 2. Dominant Frequency Map from a Reperfused Isolated Rabbit Heart.** Dominant frequency in the surface of tank in sinus rhythm and atrial fibrillation.

**Conclusions:** This is the first setup in Latin America, few in the word, that allows electrical activity mapping in the epicardium and noninvasively at high density electrodes. Moreover, inducing complex arrhythmias such atrial fibrillation is a challenge in experimental cardiac electrophysiology animal models, and the protocols standardized by the group have proven to be efficient. A Brazilian-based BSPM system was successfully engineered and initially

subjected to rigorous validation in an animal model experiment. This advanced tool, boasting an exceptional electrode density, swift data acquisition, and real-time processing capabilities, represents a significant milestone in facilitating non-invasive diagnoses of cardiac electrical activity disorders. It can be an important diagnostic and pre-surgical, non-invasive, and low-cost agent, capable of assisting the treatment and allowing a more accurate medical approach.

## DESENVOLVIMENTO DE UM CAPNÓGRAFO VOLUMÉTRICO PORTÁTIL

Marques, DA<sup>1,2</sup>; Vieira Jr, FU<sup>1,2,3</sup>; Reis, N<sup>1,2</sup>; Kuae, G<sup>2</sup>; Moreira, MM<sup>4</sup>;  
Rosa, CVG<sup>1,2</sup>; Costa, ET<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação – Universidade Estadual de Campinas

<sup>2</sup> Centro de Engenharia Biomédica - Universidade Estadual de Campinas

<sup>3</sup> Instituto Federal de São Paulo – Campus Campinas

<sup>4</sup> Faculdade de Ciências Médicas - Universidade Estadual de Campinas

contato: [denilsonm.engenharia@gmail.com](mailto:denilsonm.engenharia@gmail.com)

**Introdução:** Capnógrafos, tanto os convencionais quanto os volumétricos, são encontrados com frequência em sistemas de manutenção da vida em UTIs e centros cirúrgicos, geralmente incorporados a ventilador pulmonar, carrinho de anestesia ou opcionalmente a monitor multiparamétrico, sendo mais comum o capnógrafo convencional.

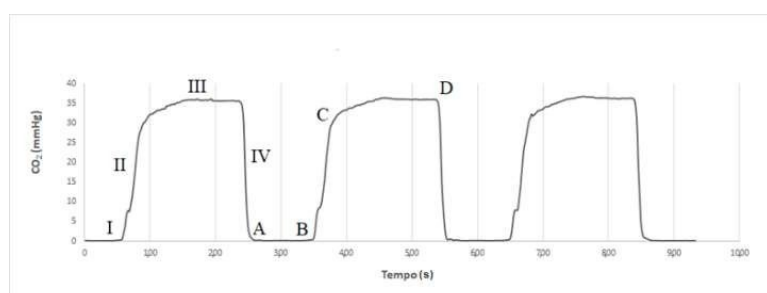


Fig.1 – Oscilograma de uma capnografia convencional normal.

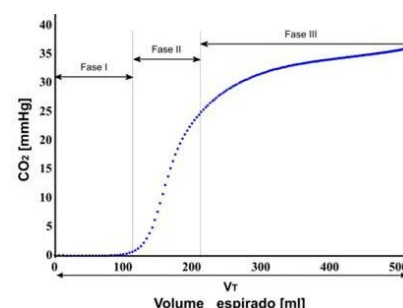


Fig.2 – Uma capnografia volumétrica (SCANDURRA,2010).

A análise das fases e pontos de uma capnografia convencional pode indicar problemas tais como de aparato de ventilação, de intubação traqueal e de fisiologia do paciente (NERONE, 2014). A capnografia volumétrica tem sido utilizada para avaliação de doenças como obstrução brônquica em asmáticos (ALMEIDA et al, 2011), fibrose cística ou mucoviscidose (VERONEZ, 2014), DPOC (JARENBACK et al, 2018) e outras.

Nessa perspectiva promissora, o objetivo do presente trabalho foi mostrar o hardware desenvolvido de um aparelho e calibrá-lo para que, junto com um software em PC-notebook que está sendo desenvolvido por outro membro da equipe, possa servir como um capnógrafo volumétrico portátil, para uso ambulatorial.

**Materiais e Métodos:** O dispositivo foi desenvolvido a partir da integração de componentes comerciais, conforme ilustra a figura 3, e a escolha criteriosa deles fez parte do escopo. Ambos os sensores atuam no fluxo total (mainstream) e tem saída já digitalizada; o de fluxo SDP810-125PA, com comunicação I2C, 16 bits de resolução, faixa bipolar simétrica de  $\pm 125$ Pa, medindo pressão diferencial gerada por restrição de fluxo em câmara, também

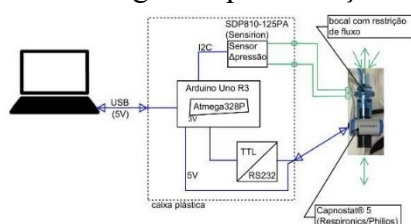


Figura 3 – Ilustração da arquitetura do protótipo

chamada comercialmente de sensor, “de fluxo proximal” (Hamilton Medical), com orifício ideal (teórico) variável para linearização da escala; o de [CO<sub>2</sub>] Capnostat5 ®, com RS232 e escala auto- calibrada. O firmware foi desenvolvido em linguagem C++ para tratar comunicações e toda inicialização, inclusive dos sensores.

O setup experimental foi montado com o protótipo em desenvolvimento, um oxi-capnógrafo comercial (COSMO Plus® DX-8100), um analisador de gases (FLUKE VT650), cilindro de ar medicinal, cilindro de CO<sub>2</sub> e válvulas ajustadoras de fluxo. Foram realizadas 150 medições de fluxo, com 10 valores constantes versus 5 repetições versus sentidos inspiração, expiração, variado/aleatório; 165 medições de [CO<sub>2</sub>], com 11 valores constantes versus 3 repetições versus 5 valores de fluxo também constantes.

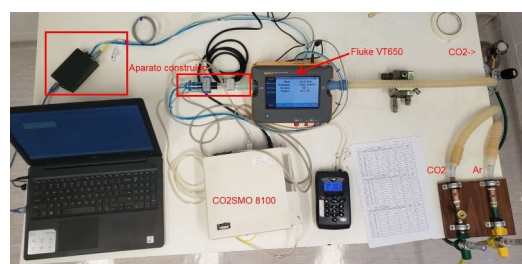
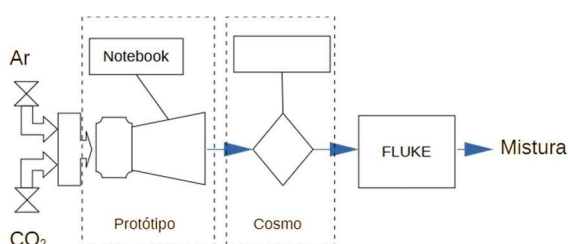


Fig.4 – Diagrama de blocos do setup de testes

Fig.5 – Registro fotográfico do setup de testes

As medições foram digitalizadas pelos sensores, lidas pelo  $\mu$ Controlador, transmitidas por USB ao PC/Windows®, importadas em planilha MS-Excel® e os cálculos realizados com o auxílio do software Minitab19®.

**Resultados e Discussões:** As figuras 6 e 7 mostram os resultados de linearidade dos testes de medições com o protótipo contra as medições com os aparelhos de referência, mostrando, nos testes estáticos, coeficiente de correlação linear melhor que 0,99 para intervalo de confiança de 95%. A partir desses resultados, foram estabelecidos, na versão final do firmware, os fatores de escala 0,01 para [CO<sub>2</sub>] em mmHg e 1/1,438 para fluxo em LPM.

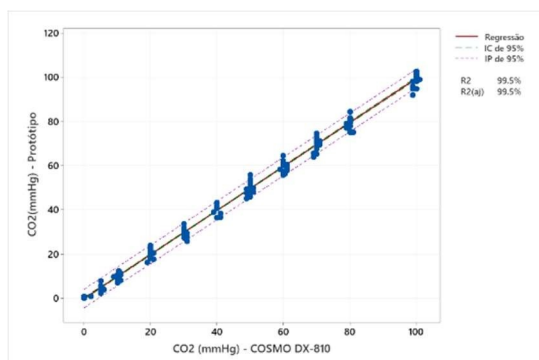


Figura 6 – Gráfico regressão linear – [CO<sub>2</sub>]

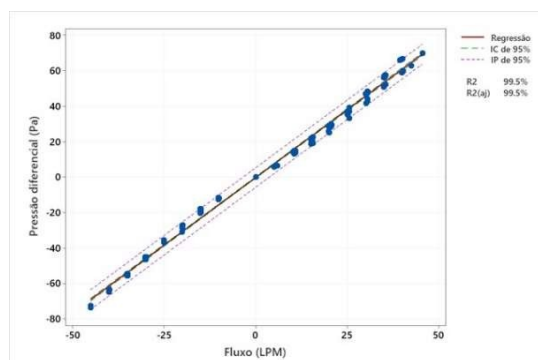


Figura 7 – Gráfico regressão linear - fluxo

**Conclusões:** O aparelho resultou útil para a fase de testes dinâmicos emulando respiração humana, o que foi realizado em outro trabalho, de outra autoria, na mesma equipe.

**Agradecimentos:** Os autores agradecem à Capes e ao CEB pelo suporte financeiro e ao IFSP pela liberação de F.U. Viera Jr para realização de pós-doc na UNICAMP.

### **Referências Bibliográficas**

- NERONE, G. Capnografia Tutorial de Anestesia da Semana. SBA, 02 dez. 2014.
- KELLERER, C. et al. Capnovolumetry in combination with clinical history for the diagnosis of asthma and COPD. *NPJ Primary Care Respiratory Medicine*, v. 30, p. 32, 30 jul. 2020.
- SCANDURRA, A. G. Modelos de aproximación de la capnografia volumétrica para la obtención de parámetros fisiológicos. Thesis—[s.l.] Universidad Nacional de Mar del Plata. Facultad de Ingeniería. Argentina, 25 mar. 2010.
- ALMEIDA, C. C. B. et al. Volumetric capnography to detect ventilation inhomogeneity in children and adolescents with controlled persistent asthma. *Jornal de Pediatria*, v. 87, p. 163–168, abr. 2011.
- VERONEZ, L. DE F. Capnografia volumétrica na avaliação de doenças crônicas pulmonares. Tese—Campinas: UNICAMP, 2014.
- JARENBÄCK, L. et al. The Efficiency Index (EFFi), based on volumetric capnography, may allow for simple diagnosis and grading of COPD. *International Journal of Chronic Obstructive Pulmonary Disease*, v. 13, p. 2033–2039, 2 mar. 2018.

## DEVELOPMENT AND BIOMEDICAL APPLICATION OF A NEW DETECTION SYSTEM BASED ON OPTICAL PUMPING MAGNETOMETERS (OPMs)

Stoppa G. E.<sup>1</sup>, Buranello P. L.<sup>1</sup>, Soares A. G.<sup>1</sup>; Willmann G. R.<sup>1</sup>; Miranda A. R. J.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Biosciences Institute of Botucatu, São Paulo State University, Botucatu, Brazil;

contact: [e.stoppa@unesp.br](mailto:e.stoppa@unesp.br)

**Introduction:** Due to their sensitivity, OPM sensors are being proposed for a range of applications in the area of nanotechnology and healthcare. This work intends to propose the development of a new instrumentation for magnetic field detection based on a hybrid OPM-BAC Biosusceptometer and to apply the determination of biodistribution and hepatic supervision of NPMs, in vivo quantitative imaging, the determination of gastric contraction activity in vivo and targeted measurements for pharmacokinetics.

**Materials and Methods:** A hybrid association between the BAC system and OPM sensors was developed. To achieve this, the BAC detection coils were replaced by OPM sensors, leaving only the induction coils, which maximizes the external magnetic field applied to the sample. This new instrumentation was applied in determining the biodistribution of NPMs, in vivo quantitative imaging, and in determining gastric contraction activity in vivo and in vitro measurements.

**Results:** In summary, the OPM sensor showed high detection sensitivity in the characterization tests and was able to detect a low amount of magnetic material and determine the mean disintegration time efficiently, which makes it very promising for in vivo magnetic measurements in humans to determine the disintegration time of magnetic coated tablets among other pharmacokinetic parameters. By positioning one OPM sensor in the heart and the other in the liver, simultaneously, in future in vivo animal experiments it is expected to observe and determine through quantitative magnetic images (expressed in mg of NPMs) in real time the passage of NPMs by the heart and hepatic uptake by the liver without external magnetization and without the aid of a shielded room

**Conclusions:** With the results obtained so far, it is also estimated that this system has sufficient sensitivity to detect gastric contraction activity in vivo in animals and humans, after ingestion of an external test meal containing manganese ferrite microparticles.



**FAMACOMAGNETOGRAFIA DE SISTEMAS GASTRORRETENSIVOS  
FLUTUANTES ANALISADOS EM VOLUNTÁRIOS EM DIFERENTES ESTADOS  
PRANDIAIS (JEJUM/ALIMENTADO) UTILIZANDO A TÉCNICA  
BIOMAGNÉTICA DE BIOSUSCEPTOMETRIA DE CORRENTE ALTERNADA**

Rodrigues, G. S.<sup>1</sup>; Willmann, R. G.<sup>1</sup>; Barbosa, J. M.<sup>1</sup>; Miranda, J. R. A.<sup>1</sup>

Departamento Biofísica e Farmacologia – <sup>1</sup> Instituto de Biociências - UNESP - Botucatu;

Contato: [Gustavo.serafim@unesp.br](mailto:Gustavo.serafim@unesp.br)

**Introdução:** O estudo de formas farmacêuticas de liberação controlada têm sido alvo de estudos ao longo dos anos. Dentre as formas farmacêuticas de liberação controlada, existem os sistemas gastrorretensivos flutuantes (SGF). No entanto, estes sistemas são influenciados por uma série de fatores que afetam a sua eficácia (fisiológicos e farmacotécnicos). A Biosusceptometria de Corrente Alternada (BAC) despontou como uma técnica biomagnética inovadora para avaliar os (SGF) in vivo. Com isso, a proposta desse trabalho foi em empregar a técnica de BAC para avaliar os (SGF) no estômago de voluntários saudáveis em diferentes estados prandiais e realizar a denominada farmacomagnetografia.

**Materiais e Métodos:** Após a ingestão do comprimido magnético pelos voluntários, foram realizados monitoramentos de 15 em 15 minutos utilizando um monossensor BAC e coletas de sangue (5 ml) de 30 em 30 minutos, até o esvaziamento gástrico. Para o monitoramento foram desenhadas grades de pontos (13x13) na região de projeção gástrica de cada voluntário (previamente determinada). Todos os voluntários receberam refeição padrão 4h após o início da medida.

**Resultados e Discussões:**

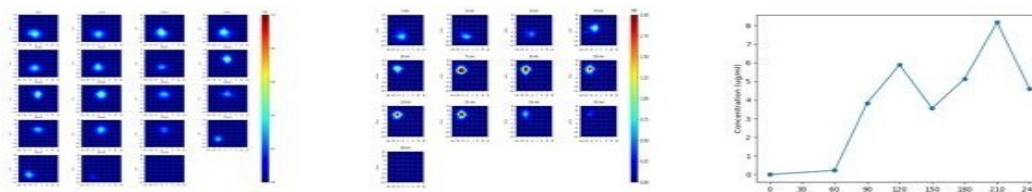


Figura 1- Tempo de início de flutuação (FLT), tempo de retenção gástrica (TRG) e curva de concentração sérica do metronidazol ao longo do tempo, nas duas fases do experimento.

**Conclusões:** Juntamente com os dados magnéticos, a análise farmacocinética através da curva de concentração sérica, nos possibilitou realizar a farmacomagnetografia de forma eficaz, atrelando dados magnéticos e farmacocinéticos de forma conjunta.

## MODELAGEM NUMÉRICA, CONSTRUÇÃO E CARACTERIZAÇÃO DE UM TRANSDUTOR DO TIPO LANGEVIN PARA ENTREGA TRANSDÉRMICA DE FÁRMACOS

Cardoso G. S. <sup>\*1</sup>, Lopes J. H.<sup>2</sup>, Lopez R. V.<sup>3</sup>, Pavan T. Z.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Física, FFCLRP – Universidade de São Paulo

<sup>2</sup>Núcleo de Ciências Exatas – Universidade Federal de Alagoas, Campus Arapiraca

<sup>3</sup>Departamento de Ciências Farmacêuticas, FCFRP – Universidade de São Paulo

Contato: [gutemberg.cardoso@usp.br](mailto:gutemberg.cardoso@usp.br)

**Introdução:** Os transdutores de ultrassom do tipo Langevin de baixa frequência tem se mostrado uma excelente ferramenta para aperfeiçoar a entrega de fármacos por via transdérmica, através do fenômeno de cavitação acústica. Entretanto, a maioria dos transdutores de Langevin utilizados para permeabilização de pele não são projetados para tal finalidade, o que pode acarretar problemas em futuras aplicações clínicas como, por exemplo, danos na pele relacionados à aquecimento. Dessa forma, o presente trabalho tem como objetivo realizar a modelagem numérica, construção e caracterização de um transdutor de Langevin de baixa frequência para aplicação em entrega transdérmica de fármacos.

**Materiais e Métodos:** Utilizamos o método dos elementos finitos, com o software COMSOL Multiphysics, para realizar a modelagem numérica de um transdutor de Langevin operando com frequência de ressonância de 30 kHz. Nesse ambiente, parâmetros como impedância elétrica, tensão mecânica e deslocamento da ponta do transdutor foram analisados, além do campo acústico produzido em água. Com o transdutor simulado, o desenho técnico foi feito e as peças usinadas em alumínio. Após a montagem do transdutor de Langevin, a frequência de ressonância foi determinada via curva de impedância elétrica e a intensidade acústica emitida pelo transdutor medida.

**Resultados:** Através das medidas de caracterização foi atestado que a frequência de ressonância do transdutor de Langevin construído (Figura 1) ficou em torno de 30,3 kHz, como pode ser visto analisando a região de mínima impedância elétrica na Figura 2, o que representa um erro de 1% em relação à frequência de ressonância inicialmente desejada de 30 kHz. Além disso, a intensidade acústica máxima obtida foi de 0,68 W/cm<sup>2</sup>, valor que fica dentro do intervalo de intensidades utilizadas em estudos de permeação de pele (0,3-3 W/cm<sup>2</sup>) e que permite uma visualização a olho nu da zona de cavitação diretamente abaixo da ponta do transdutor.



Figura 1: Transdutor de Langevin montado.

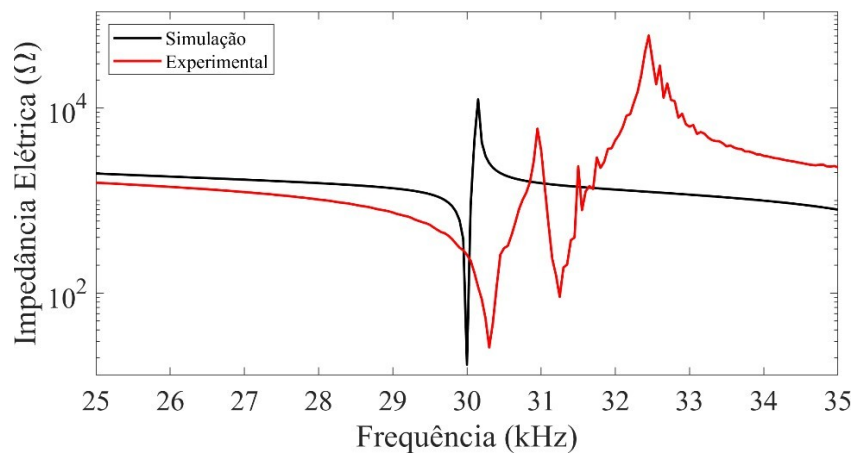


Figura 2: Impedância elétrica do transdutor de Langevin desenvolvido.

**Conclusões:** Os resultados obtidos mostraram que o transdutor de Langevin construído possui características mecânicas e físicas apropriadas para a utilização em aplicações relacionadas à entrega transdérmica de fármacos.

## UV INNER REFLECTION IN SUNGLASSES LENSES

Fonseca J.\*, Teixeira, P., Ventura L.

University of São Paulo, Department of Electrical and Computer Engineering (EESC),

contact: [jean.tourinho@usp.br](mailto:jean.tourinho@usp.br)

**Introduction:** Exposure to ultraviolet (UV) solar radiation poses a significant threat to human well-being, particularly to ocular health. The use of sunglasses assumes paramount importance in affording this safeguard, a significance amplified in locales such as Brazil, characterized by elevated UV radiation levels. However, the efficacy of conventional dark lenses in shielding against UV radiation warrants scrutiny. These lenses, devoid of adequate UV protection, may impede the natural constriction of the pupil, culminating in heightened UV exposure and intensified adverse ocular consequences. Nonetheless, an added layer of complexity merits consideration. Existing regulations, exemplified by ISO 12312-1:2022[4], integral to overseeing sunglass standards and ensuring ocular safety, presently disregard the intricate interplay of UV radiation reflection transpiring within sunglass lenses. These disparities assume particular relevance when juxtaposed against the criteria established by the International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP)[3], which delineates the UV-A domain differently, potentially impacting ocular safeguarding and computations of UV radiation exposure. The standard additionally classifies lens transmittance based on shade intensity[4]. However, prevailing standards currently neglect the incorporation of frame geometry in the context of ocular safety. The existing paradigm is confined to the scrutiny of UVA-UVB transmittance across the lens. Moreover, ocular safety encompasses the impact of UV radiation diffused within the environment, thereby impinging on the eye. Additionally, the incident rays reflected from the inner surface of sunglasses' lenses during pupil dilation play a contributory role. The focus of this study resides in the quantification of the incident light that possesses the potential to impinge upon the eyes through reflection.

**Materials and Methods:** The arrangement for gauging internal reflections within sunglass lenses was configured using a 390nm LED light source, obliquely incident at 45°. Reflection intensity measurements were obtained employing the OCEAN OPTICS USB spectrophotometer. The arrangement's configuration is depicted in Figure 1. This wavelength was adopted preliminarily due to its relevance in the UVA spectrum; the 380 – 400 nm range lacks coverage within the standard, consistent with our team's previous endeavor[2] and ICNIRP's stipulations for ocular well-being[3].



Figure 1: Diagram Illustrating Experimental Setup.

**Results:** Preliminary findings from the scrutiny of internal UV radiation reflections within sunglasses lenses, pertaining to ultraviolet (UV) radiation, are portrayed in Figure 2. These findings depict the reflected light from the inner lens surface against wavelength (nm). These outcomes are instrumental in comprehending how the geometry of sunglasses' frames might influence the entry of deleterious reflected UV radiation into the eye, particularly when the pupil is not constricted.

- Blue curve: Delineates the spectral distribution of the UV source, with direct 390nm incidence at an approximate 15cm distance from the source to the sensor.
- Green Curve: Describes the spectral distribution of internally reflected UV radiation within the common polycarbonate sunglasses lens, positioned at 1.5 cm distance.

Based on these presented outcomes, a substantial fraction of radiation is repelled by the current lens material.

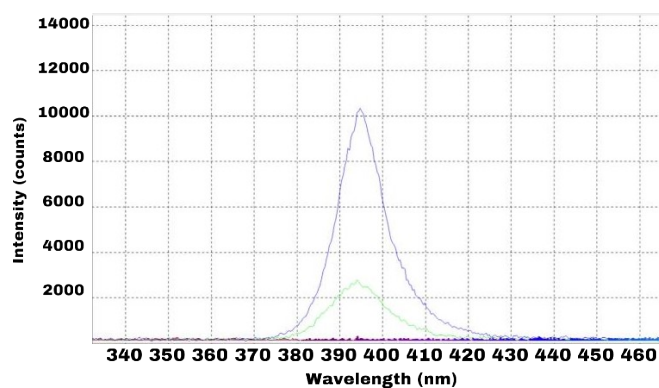


Figure 2: Spectral Distribuion of Reflected UV Radiation at 390nm Wavelength.

This exemplifies a representative result among numerous samples, an ongoing assessment encompassing diverse materials (Polycarbonate, Polymethylmethacrylate (PMMA), CR-39 with internal polarizing filter, Polyamide, Glass)[1]. Further, an array of LEDs emitting wavelengths spanning the 280 – 400 nm spectrum will augment the reliability of results.

**Conclusions:** This investigation underscores the limitation of UV-blocking in sunglasses lenses, contingent upon the assessment of UVA-UVB transmittance. It also accentuates the role of internal reflection from sunglass lenses in exposing unprotected eyes to UV radiation. The analysis of sunglasses frame geometry seeks to enhance protection against extraneous light and lens reflections. The proposed safety parameters derive from empirical evidence and warrant consideration for inclusion in ISO guidelines. This research aspires to significantly influence forthcoming revisions in Brazilian and international standards, especially ISO12312-1, thereby elevating the level of ocular protection rendered by sunglasses.

**References:**

[1] VENTURA, L.; et al Bioengenharia Ocular – Os óculos de sol e suas normas. Ponta Grossa – PR: Atena, 2022 p135.

- [2] MASILI, M.; SCHIABEL, H.; VENTURA, L. Contribution to the radiation protection for sunglasses standards. *Radiation Protection Dosimetry*. v.164, p435 – 443, 2015.
- [3] ICNIRP, International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection. Guidelines on limits of exposure to ultraviolet radiation of wavelengths between 180nm and 400nm (incoherent optical radiation). *Health Physics*, v. 87, ago. 2004.
- [4] ISO12312-1:2022 Eye and face protection – Sunglasses and related eyewear – Part 1: Sunglasses for general use. Rio de Janeiro, 2008.

## LOCAL ACTIVATION TIME FOR CHARACTERIZATION OF ATRIAL ACTIVITY IN LANGENDORFF-PERFUSED ISOLATED RABBIT HEARTS

\*Siles *J.*<sup>1</sup>, Gabrelon *T.*<sup>1</sup>, Neves *T.*<sup>1</sup>, Sandoval *I.*<sup>1</sup>, Quadros *A.*<sup>1</sup>, Luz *R.*<sup>1</sup>, Silva *V.*<sup>1</sup> Uzelac *I.*<sup>2</sup> Salinet *J.*<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Center for engineering, modeling and applied social sciences– Federal University of ABC

<sup>2</sup>School of Physics, Georgia - Georgia Institute of Technology

contact: [jimena.gabriela@ufabc.edu.br](mailto:jimena.gabriela@ufabc.edu.br)

**Introduction:** A novel setup, which acquires panoramic optical (considered the gold standard) and electrical data simultaneously has been developed for the first time in Brazil. The setup allows characterization of fibrillatory patterns and helps customization of the techniques and metrics employed in anatomic electrical mapping used to map complex arrhythmias such as atrial fibrillation (AF). Local Activation Time (LAT) is worldwide used during patients' electrophysiology studies to guide catheter ablation of the cardiac tissue responsible to maintain the arrhythmia. The first derivative method ( $dF/dt$ ) and the 50% approach are frequently applied to obtain LAT in optical data. The aim of this study is to determine the more suitable LAT detection approach for optical recordings, under sinus rhythm, with different levels of filtering.

**Materials and Methods:** The research protocol (CEUA no. 3947230519) consist in recording epicardial electrical activity of Langendorff-perfused isolated rabbit hearts (N=4). For electrical data acquisition, the setup presents two handmade multielectrode arrays (MEAs) consisting of 16 platinum electrodes arranged in a 4x4 configuration and fixed in a PET square. They are placed in contact with the right (RA) and left atrium (LA) epicardium and are connected to a 64-channel recording headstage amplifier (RHD 64, Intan Technologies) and, an acquisition Board (Open Ephys) that records data at 4 kHz. The baseline wandering in the electrical signals was removed using a high pass Butterworth filter ( $f_c=0.5$  Hz) and the high- frequency noise using low-pass Butterworth filter ( $f_c=250$  Hz). It is followed by removing the 60 Hz and its harmonics using a notch filter (4th order). The LAT in electrical signals was computed using the  $dV/dt(\max)$ . For panoramic optical acquisition the setup presents an excitation light source of six high-power (7A) deep-red light-emitting diodes (LEDs). Each LED light is collimated (ACL2520U-A, Thorlabs) and band-pass filtered (650/40 nm, Thorlabs) before reaching the heart's epicardia and excites the voltage-sensitive dye (VSD) Di- 4-ANBDQPQ (JPW-6003). The fluorescence acquisition has a long pass filter of 715 nm cut- on wavelength (715 nm, Semrock, USA) on each of three cameras (Emergent technologies) with C-mount lens (Machine Vision C-Mount / Fujinon) and separated 120° between them. The high-speed digital video recording software of StreamPix 9 (Norpix) was used to acquire images at 500 frames/s from the three cameras simultaneously. For optical signals, the baseline wandering was eliminated using a high pass Butterworth filter ( $f_c=0.5$  Hz). Then, data was filtered with a spatiotemporal Gaussian smoothing filter of 3x3 spatial filter kernel size and three different 1x3 (T3), 1x5 (T5) and 1x7 (T7) temporal filter kernel size. The optical LAT was determined through a linear fit along the optical action potential (OAP) upstroke and determined at the 50% of its rise; and subsequently using the first

derivative,  $dF/dt(\max)$  in pixels close to each MEA electrodes after applying the three different temporal kernel sizes (i.e T3, T5, and T7). Subsequently, for each position, the minimum and maximum LAT values obtained after filters were used to calculate the relative difference in percentage ( $[\text{LAT}_{\max} - \text{LAT}_{\min}] / \text{LAT}_{\min}$ ), and the mean and standard deviation (SD) were calculated for RA and LA. Finally, differences in ms between electrical and optical activations (the method more robust through ought the different temporal kernel sizes) was determined for each position and calculated the mean and SD.

**Results:** In Figure 1A, the left panel, displays the images corresponding to the LA and RA with their respective MEAs. On the right, an optical and electrical depolarization episode (50 ms) is shown (see caption for further details), after the preprocessing. LAT, obtained through the  $dF/dt$  method, is denoted by a red asterisk, while the 50% approach is illustrated in black. Activation in electrical signals is marked with a grey asterisk. In Figure 1B, the mean and SD of the relative difference between LAT values obtained with the T3, T5 and T7, for both methods in four experiments are show. The 50% criteria for finding the LAT showed to perform better than the first derivative ( $dF/dt$ ), with a lower relative percentage for all comparisons ( $4,41 \pm 4,50$  vs.  $8,61 \pm 5,77$ ). Finally, electrical and optical LAT (using 50% criteria) presented a difference of time of  $1.12 \pm 1.32$  ms.

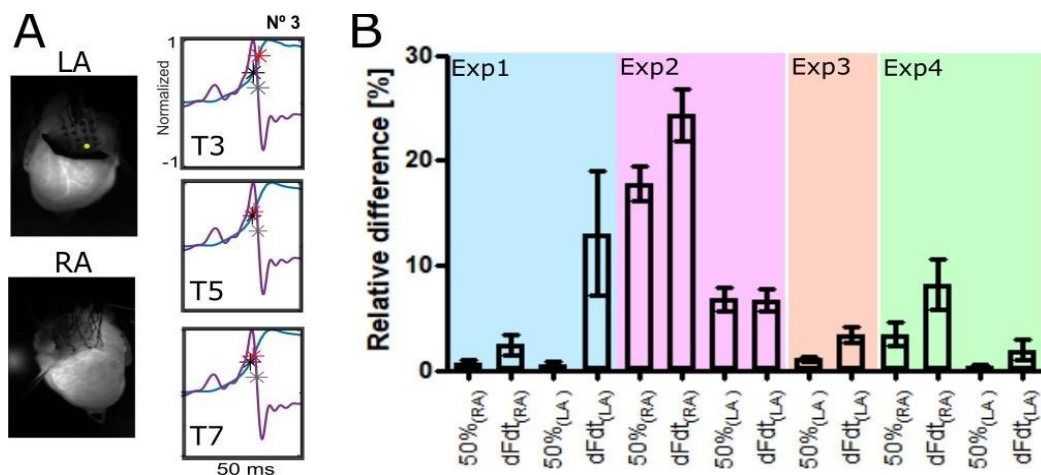


Figure 1: (A) At left, images of rabbit heart corresponding to the LA and RA with their respective MEAs. At right, An electrical (purple) and optical (blue) depolarization episode of 50 ms captured for a pixel adjacent to the electrode 3 (yellow point) and temporally filtered at T=3, 5, and 7. (B) Relative difference in percentage calculated with 50% criteria and  $dF/dt$  from RA and LA during four experiments.

**Conclusions:** The relative difference in LAT detected from optical data with different levels of filtering consistently showed lower values when using the 50% criteria compared to those obtained with the derivative method across all four experiments. Considering this, the 50% criteria was chosen for the analysis of optical data obtained with the developed setup and for comparison with electrical LAT. This feature could facilitate data analysis, even in the presence of certain arrhythmias or under less favorable experimental condition.



## **NEW AC BIOSUSCEPTOMETRY APPROACHES FOR INCREASING SPATIAL RESOLUTION AND RECONSTRUCTING 3D QUANTITATIVE IMAGES OF MAGNETIC NANOPARTICLES.**

Buranello *P. L.*<sup>1</sup>, Biasotti *A. G. G.*<sup>1</sup>; Stoppa *G. E.*<sup>1</sup>, Soares *A. G.*<sup>1</sup>; ; Miranda *A. R. J.*<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Biosciences Institute of Botucatu, São Paulo State University, Botucatu, Brazil;

contact: [lais.buranello@unesp.br](mailto:lais.buranello@unesp.br)

**Introduction:** AC biosusceptometry (BAC) is a technique based on magnetizing and detecting the magnetization of magnetic tracers (TM) distributed in biological tissues. Although the technique has already been applied to evaluate several parameters of gastrointestinal physiology and pharmacology, BAC is restricted to two-dimensional images with spatial resolution close to 1 cm. The objective of this work is to develop new BAC methods for obtaining 3D images with greater spatial resolution.

**Materials and Methods:** In this project, we dedicated our efforts to developing several prototypes of the AC Biosusceptometry system using the Python environment. Our central goal was to establish the best configuration and arrangement of coils for the accurate reconstruction of 3D images. In the first optimized prototype, we employed two conventional BAC sensors positioned strategically, with variations in the activations of the detection and excitation coils. This new prototype demonstrated remarkable performance in 3D image reconstruction, exhibiting superior sensitivity and resolution. However, we observed that the amount of magnetic material used was still above the expected average.

**Results and Conclusions:** Faced with this finding, we are committed to pursuing continuous improvements to further optimize the system. These improvements include seeking ways to significantly reduce the amount of magnetic material required, as well as enhancing other aspects such as energy efficiency and system portability. Our vision is to build a final version of the system that not only fully meets sensitivity and resolution requirements for future applications but also proves to be resource and energy-efficient. The quest for excellence continues, driven by our commitment to innovation and advancing technology in the field of AC Biosusceptometry.

## OBTENÇÃO DE IMAGENS QUANTITATIVAS ATRAVÉS DA APLICAÇÃO DO PROBLEMA INVERSO UTILIZANDO UM SISTEMA HÍBRIDO DE MAGNETORRESISTORES ANISOTRÓPICOS E BAC

\*Alvarez, M.<sup>1</sup>; Soares, G.<sup>1</sup>; Biasotti, G.<sup>1</sup>; Miranda, J.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Biofísica – Universidade Estadual Paulista - UNESP

contato: [marcelo.taconi@unesp.br](mailto:marcelo.taconi@unesp.br)

**Introdução:** A Biossusceptometria AC (BAC) tem ganhado novos cenários de estudos após a recente capacidade de quantificação de traçadores magnéticos (TM) através da solução de seu problema inverso (PI). Buscando ampliar os horizontes dessa técnica e visando melhorias na imagem e no poder quantitativo, novos sensores estão sendo implementados para essa finalidade. Assim, esse trabalho tem por objetivo resolver, aplicar e explorar o PI atrelado ao sensor BAC-AMR. Esse novo sistema utiliza sensores de magnetorresistência anisotrópicos (AMR) para a detecção de campos magnéticos vetorialmente e se mostra promissora para a obtenção de imagens quantitativas com resolução espacial melhorada.

**Materiais e Métodos:** Após a modelagem do PI atrelado ao novo sensor, os dados para a reconstrução de imagens quantitativas foram obtidos através de escaneamentos de fantasmas em uma mesa CNC e posterior processamento em ambiente Python.

**Resultados:** Abaixo é apresentada um fantoma estomacal constituído de gesso e ferrita de manganês (548,0 mg) e suas respectivas imagens: sem processamento e processada pelo PI.

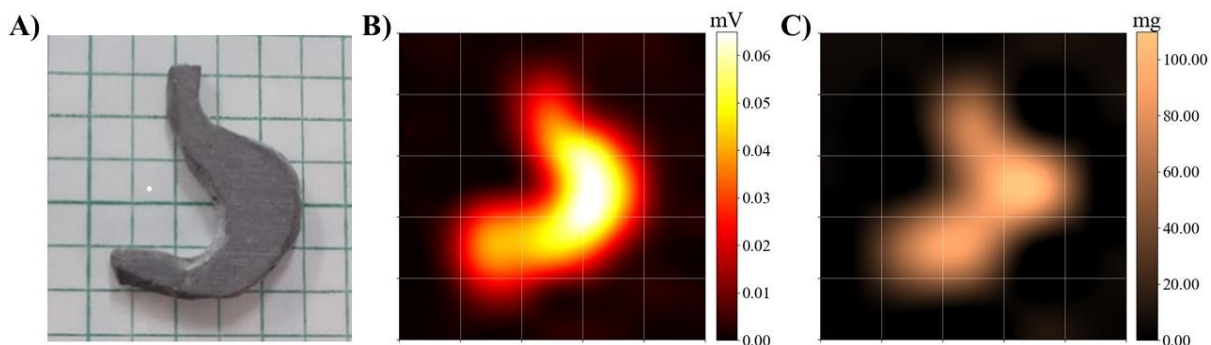


Figura 1: A) Imagem real do fantoma; B) Imagem do fantoma sem processamento e C) Imagem quantitativa processada pelo problema inverso.

**Conclusões:** O sistema BAC-AMR mostrou possuir uma excelente resolução espacial, mantendo as principais características do fantoma real e reproduzindo estruturas com cerca de 5 mm de espessura. Com isso, foi possível visualizar a distorção causada na imagem quantitativa após a aplicação do PI e entender como esse processamento afeta a reconstrução da imagem. Apesar disso, a imagem quantitativa obteve bom desempenho em relação aos resultados esperados e a quantificação do FOV diferiu em apenas 17% do valor real de massa do fantoma.

**Referência:** Biasotti G., *et al*: 2D Quantitative Imaging of Magnetic Nanoparticles by an AC Biosusceptometry Based Scanning Approach and Inverse Problem. **Public Sensors**, v. 21, n. 21, p. 7063, 2021.

## OBJETO SIMULADOR DE MAMA EM MANUFATURA ADITIVA

Bessa P.<sup>1</sup>, Pinheiro M.<sup>1</sup>, Carneiro P.<sup>1</sup>, Patrocínio A. C.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Faculdade de Engenharia Elétrica – Universidade Federal de Uberlândia

contact: [pedrofariadebessa@outlook.com](mailto:pedrofariadebessa@outlook.com)

**Introdução:** Na mamografia, os *phantoms* de mama desempenham um papel importante na avaliação da qualidade da imagem e na calibração do equipamento. Esses dispositivos são projetados para simular a densidade, a composição e a maneira que a radiação interage com o tecido mamário humano [1]. Eles são usados para testar e otimizar sistemas de mamografia para garantir a obtenção de imagens precisas e confiáveis [2]. Com os *phantoms* é possível simular diversas possibilidades de técnicas de aquisição, sendo assim, são utilizados para testar e otimizar sistemas de mamografia e técnicas de processamento de imagens, garantindo segurança e qualidade dos exames. Todavia um grande empecilho ao tratar-se deste tipo de dispositivo é seu alto valor de compra dificultando a replicação de boas práticas e a replicação de estudos de métricas de qualidade e processamento de imagens [3]. Considerando o exposto, este trabalho tem o objetivo apresentar a criação de um modelo 3D imprimível de um protótipo de *phantom* de baixo custo e fácil reprodutibilidade para exames mamográficos.

**Materiais e Métodos:** Para o desenvolvimento do protótipo foi utilizado o software Fusion360, a modelagem foi realizada considerando os efeitos de sobreposição, espalhamento e interação da radiação com a matéria. As proporções da estrutura foram selecionadas com base em medidas antropomorficamente coerentes [4] e, ao mesmo tempo, que atendessem requisitos necessários para interferência mínima na visualização da imagem pós-exame. O protótipo é composto por uma estrutura básica de um corpo advindo de uma meia-elipse com altura de 45 mm, 90 mm de raio e 160 mm de comprimento, espessura média das paredes de 1 mm e com uma diferença de angulação entre a parte superior e a inferior de aproximadamente 12° de inclinação. Com o objetivo de criar um instrumento com dupla função, para ser utilizado em controle de qualidade e em estudo com diferentes estruturas de interesse, o *phantom* foi dividido em duas partes iguais.

**Resultados:** Tem-se como resultado das técnicas e métodos empregados uma estrutura antropomorficamente coerente e que contribuirá para aferir a qualidade de exames realizados em equipamentos de mamografia. Além disso, o protótipo será preenchido com materiais que possuem coeficiente mássico equivalentes ao tecido mamário humano, com diferentes densidades de tecido adiposo/tecido glandular, lesões, fibras, regiões de baixo contraste e microcalcificações. Também, o protótipo possibilitará a visualização e estudo da aplicação de diferentes técnicas de processamento de imagem e dará apoio a comunidade científica para a replicação a baixo custo. Na Figura 1 e Figura 2 se encontra o modelo do protótipo do *phantom*.

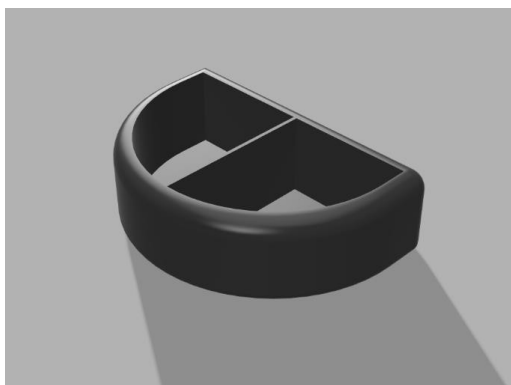


Figura 1: Vista panorâmica frontal da modelagem em 3D do *phantom* no software Fusion360. Fonte: Autoria própria, 2023.

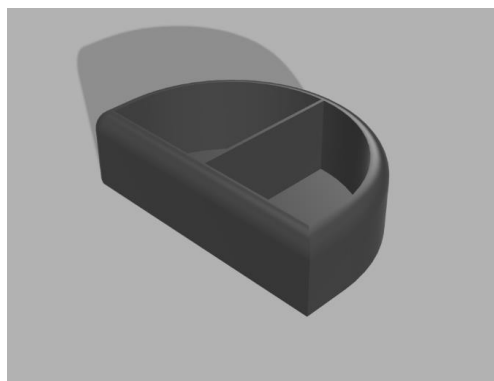


Figura 2: Vista panorâmica traseira da modelagem em 3D do *phantom* no software Fusion360. Fonte: Autoria própria, 2023.

**Conclusões:** Com a finalização da modelagem do objeto simulador, tem-se uma base para impressão em 3D de baixo custo e com fácil reprodutibilidade para o estudo, controle de qualidade em mamografia, análise e processamento de imagens. Além de possibilitar a montagem de diferentes regiões de interesse que simulam, de maneira eficiente, os tecidos que compõe a mama, podendo auxiliar no treinamento de profissionais. Dessa forma, as perspectivas futuras para o desenvolvimento desse protótipo será a impressão do modelo, a realização de testes para a simulação dos tecidos na imagem mamográfica e a escolha de qual material será utilizado na impressão do modelo.

### Referências:

- [1] I. Sechopoulos, S. Suryanarayanan, S. Vedantham, C. J. D’Orsi, and A. Karellas, “Radiation dose to organs and tissues from mammography: Monte carlo and Phantom study,” *Radiology*, vol. 246, no. 2, pp. 434–443, 2008.
- [2] BERNHARDT, Philipp; MERTELMEIER, Thomas; HOHEISEL, Martin. X-ray spectrum optimization of full-field digital mammography: Simulation and phantom study. *Medical Physics*, v. 33, n. 11, p. 4337-4349, 2006.
- [3] SOUZA, Aline Vanessa de; NUNES, Patrícia Franco. Controle de qualidade em mamografia digital. 2021.
- [4] MARTINS, Karine Anusca et al. Antropometria e perfil lipídico em mulheres com câncer de mama: um estudo caso-controle. *Revista do Colégio Brasileiro de Cirurgiões*, v. 39, p. 358-363, 2012.

## **BIOMATERIALS BASED ON CARRAGEENAN: A COMPREHENSIVE STUDY ON THE INFLUENCE OF THIS NATURAL SULFATED POLYSACCHARIDE ON BONE BIOMINERALIZATION**

Kirsten P.<sup>1</sup>, Maniglia B.<sup>2</sup>, Ramos A. P.<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Faculty of Philosophy, Sciences and Letters at Ribeirão Preto, University of São Paulo,

<sup>2</sup> São Carlos Institute of Chemistry, University of São Paulo

contact: [petrus.kirsten@usp.br](mailto:petrus.kirsten@usp.br)

**Introduction:** Carrageenan (Carr), a group of natural sulfated polysaccharides extracted from redalgae of the Rhodophyceae family. It has been widely applied in tissue engineering due to their resemblance to glycosaminoglycans<sup>1</sup>, which are essential components of the bone extracellular matrix<sup>2</sup>. Carrageenan exhibits a property of forming thermoreversible gels, and the specific gelation characteristics are determined by the molecular properties of each Carr subgroup, including the quantity of sulfate groups and the presence of electrolytes<sup>3</sup>. Thus, the objective of this work involves the synthesis and characterization of three-dimensional biomaterials incorporating Carr, with the objective of enhancing their properties and promoting the biomineralization process in osteogenic cells.

**Materials and Methods:** The initial stage of the study focused on evaluating the mechanical attributes of hydrogels and membranes varying concentrations (3% and 5% weight) of kappa ( $\kappa$ -Carr) and iota ( $\iota$ -Carr) carrageenan, employing different salts (KCl, NaCl, and CaCl<sub>2</sub>) as crosslinking agents. The mechanical properties (stress, strain, and Young's modulus) of the membranes were assessed from tensile assays using a Texturometer. While, the mechanical properties of the hydrogels (force and maximum energy for rupture) were assessed by puncture assays using the same equipment.

**Results:** The findings revealed that  $\kappa$ -Carr exhibits superior strength compared to  $\iota$ -Carr, with higher Carr concentrations yielding increased levels of strength and resistance. Furthermore, the impact of individual electrolytes on Carr subgroups differed depending on whether hydrogel or membrane formulations were employed.

**Conclusions:** As next steps, we intend to evaluate the osteogenic properties, as well as the bioactivity and biodegradability of these samples through 3D osteoblast cultures. The ultimate objective is to establish correlations between the diverse Carr-based biomaterial structures and their effects on mechanical properties, as well as their osteogenic, bioactive, and biodegradable characteristics.

### **References:**

<sup>1</sup> Ali, A. *et al.*, Journal of agricultural and food chemistry, **2018**, 66(27), 6940-6967.

<sup>2</sup> Yegappan, R. *et al.*, Carbohydrate polymers, **2018**, 198, 385-400.

<sup>3</sup> Thành, T. T. *et al.*, Macromolecular chemistry and physics, **2002**, 203(1), 15-23.

## AVALIAÇÃO DOS EFEITOS DA ESTIMULAÇÃO MAGNÉTICA TRANSCRANIANA NA SINCRONICIDADE DAS MÃOS APÓS ATAQUES VASCULARES CEREBRAIS

Marchetti, *Thais* \*<sup>1</sup>, Matsuda, *Renan*<sup>1</sup>, Baffa, *Oswaldo*<sup>1</sup>, Conforto, *Adriana*<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Departamento de Física,  
Universidade de São Paulo

<sup>2</sup> Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

Contato: [thaismarchetti@usp.br](mailto:thaismarchetti@usp.br)

**Introdução:** A estimulação magnética transcraniana (EMT) é um procedimento não invasivo baseado na geração de correntes na superfície cerebral através de campos magnéticos. É uma técnica que vem sendo utilizada para investigação e terapia de diversas condições neurológicas, desde doenças neurodegenerativas, como Parkinson e Alzheimer, até psiquiátricas como a depressão. Além disso, sua utilização em reabilitação de funções motoras prejudicadas devido a ataques vasculares cerebrais (AVC) vem se mostrando promissora. Sendo assim, o objetivo do projeto é de avaliar como a utilização do EMT influenciou a sincronicidade da contração das mãos em pacientes que sofreram AVC.

**Materiais e métodos:** Os participantes 21 foram instruídos a contrair cada uma das mãos individualmente e depois concomitantemente seguindo um metrônomo de frequência de 1Hz. Esse procedimento foi repetido duas vezes em dias diferentes sendo que em um deles os participantes receberam o protocolo EMT e no outro pulsos placebo. Os sinais das contrações foram registrados através de EMG antes e depois das estimulações cerebrais. Os dados foram exportados pelo LabVIEW e a análise está sendo realizada baseada no emgGO, uma aplicação em MATLAB para identificação de atividade muscular em sinais e EMG (disponível em: <https://github.com/GallVp/emgGO>, baseada em “Optimal automatic detection of muscle activation intervals”, RASHID (2019)).

**Resultados:** O sinal de cada um dos participantes foi janelado, dividindo entre os *trials*. A partir dos sinais é possível observar a diferença entre os sinais provenientes da mão parética e não parética.

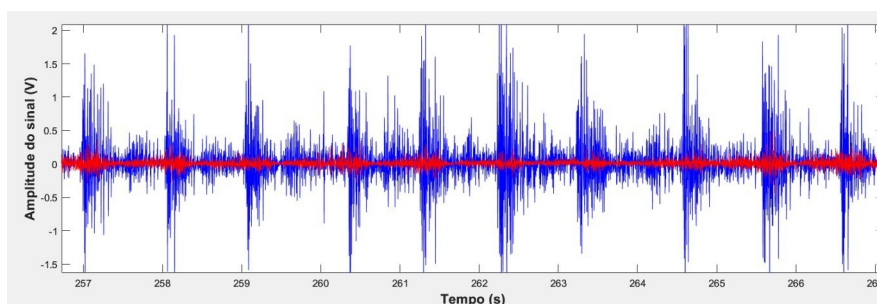


Figura 1: Sinais provenientes da contração de ambas as mãos concomitantemente. Em azul o sinal da mão não parética e em vermelho a parética.

O emgGO possui uma ferramenta automática de identificação dos *on* e *offsets*, pontos de início e término do *burst* de contração, encontrando os melhores parâmetros para uma função de otimização. Foi necessário dar como dado de entrada o número esperado de eventos, que no caso era o tempo de cada aquisição em segundos, já que era esperada uma contração por segundo.

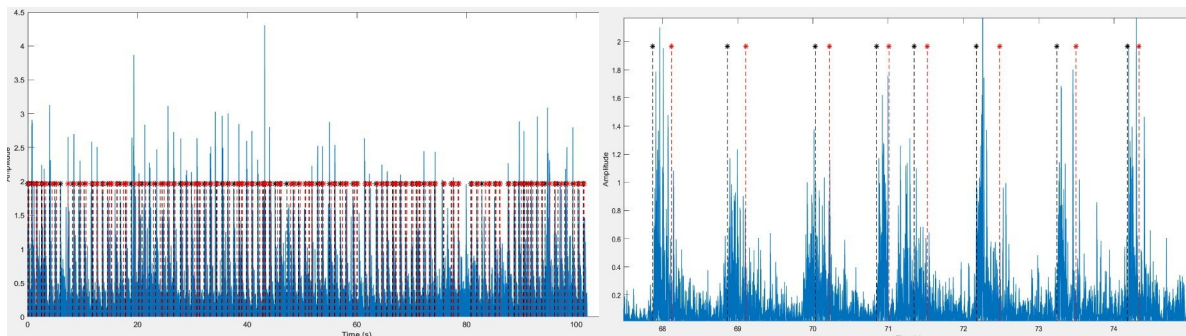


Figura 2: Sinal da mão não parética retificado com os *onsets* (em preto) e *offsets* (em vermelho). Na esquerda o sinal por completo e na direita uma ampliação.

Como o objetivo é o de observação da sincronicidade do movimento entre ambas as mãos, o mais importante é a detecção do início de contração, que correspondem aos pontos dos *onsets*. Com a diferença temporal entre esses pontos, é possível observar a distância temporal entre as contrações e seu respectivo desvio padrão. Essa análise primária foi realizada com os dados pós estimulação do primeiro dia.

A média do intervalo temporal entre o início dos *bursts* para ambas as mãos foi de 1,11 segundos, com uma diferença percentual média entre os valores do canal 1 e do canal 2 sendo de 8,5%. Já a média do desvio padrão é de 0,46 segundos para ambos canais com uma diferença percentual média de 55,8% entre os canais. Esses dados são referentes a 15 dos 21 participantes por conta da adequação do sinal à ferramenta do emgGO.

**Conclusões:** A partir dessa análise primária, observa-se que o intervalo temporal entre as contrações mantêm-se próxima da frequência esperada de uma contração por segundo. Além disso, há uma diferença significativa nos valores de desvio padrão entre as mãos, provavelmente relacionada à diferença de dificuldade da execução da tarefa. Ainda é necessário repetir o mesmo processo para os dias pré e pós estimulação. Também há a possibilidade de utilização de filtros para melhorar a identificação dos *onsets*, principalmente para os sinais que até agora não mostraram bons resultados a partir do emgGO.



## VALIDANDO A PRECISÃO E ACURÁCIA DE UM SISTEMA DE ULTRASSOM ROBÓTICO GUIADO POR SENSOR DE FORÇA

Malheiro V.<sup>1\*</sup>, Matsuda R.<sup>1</sup>, Pavan T.<sup>1</sup>, Baffa O.<sup>1</sup>, Carneiro A.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Física, FFCLRP, Universidade de São Paulo

contato: [victorhugomalheiro@usp.br](mailto:victorhugomalheiro@usp.br)

**Introdução:** A técnica de imageamento por ultrassom é um método de aquisição de imagens tomográficas que está consolidado no meio clínico, uma vez que se refere a um método não-invasivo, não-ionizante e indolor. Pesquisas vinculadas ao método citado permanecem em expansão, na tentativa de aperfeiçoar a eletrônica necessária para a aquisição das imagens, a qualidade das imagens, técnicas terapêuticas e novos métodos de imageamento não convencionais, como magnetoacustografia, *shear wave* e ARFI. Apesar das vantagens na utilização do ultrassom para formação de imagens, a manipulação do transdutor de ultrassom para fins clínicos tende a provocar inconsistências na aplicação e dificultar a reprodutibilidade de estudos, considerando a instabilidade intrínseca de um operador. Para mitigar as questões citadas, estudos que associam técnicas ultrassônicas à sistemas robóticos estão ganhando espaço, uma vez que podem ser mais assertivos e estáveis. Este trabalho compreende um estudo preliminar, que visa validar um sistema de ultrassom robótico por meio de um sensor de força, buscando melhorar a qualidade das aplicações terapêuticas e preservar a confiabilidade de estudos exploratórios.

**Materiais e Métodos:** Para a realização do estudo, foi utilizado um braço robótico modelo *Dobot CR-10*, um sensor de força e torque modelo *Kunwei KWR75B*, um *Phantom* comercial contendo inclusões ao longo de todo seu interior e o sistema de ultrasonografia *Telemed ArtUs-EXT-1H*. Para posicionamento e acoplamento do transdutor de ultrassom ao braço robótico, foi impressa em 3D uma peça customizada, com seu modelo ainda em testes. Para comunicação com o braço robótico, foi utilizada uma API dedicada, construída a partir da linguagem de programação *Python*. O braço robótico foi posicionado para seguir uma trajetória linear planejada de uma extremidade à outra do *Phantom*, sendo aplicada uma força de contato perpendicular ao mesmo e correspondente a 2 N (Newtons). A trajetória proposta foi realizada 6 vezes, com uma duração de 10 segundos à 230 Hz. Foi realizada a média total das 6 aplicações e construído um gráfico a partir das leituras realizadas pelo sensor no eixo Z do sensor. Este trabalho apenas se tornou possível com auxílio do Grupo de Inovação em Instrumentação Médica e Ultrassom (GIIMUS) em cooperação com o laboratório BioMag do DF/FFCLRP.



Figura 1: Aparato experimental completo, contendo o braço robótico, o transdutor e *phantom*.

**Resultados:** Os testes realizados em mimetizadores de tecidos mostraram que, fazendo uso do braço robótico, obtém-se uma precisão superior à manipulação do transdutor a mão livre, principalmente para estudos envolvendo medidas eletrográficas, em que demanda maior estabilidade mecânica no transdutor. Entretanto, para este estudo, não foi aplicado um algoritmo de PID capaz de controlar com efetividade a manipulação do braço robótico em resposta à leitura da força, proporcionando uma propagação do erro relativo ao longo do tempo. A acurácia para o modelo proposto atingiu 20% do esperado, com desvio padrão de 2,56 N, tornando este método incapaz de ser continuado, sendo a leitura da força representada na figura abaixo.

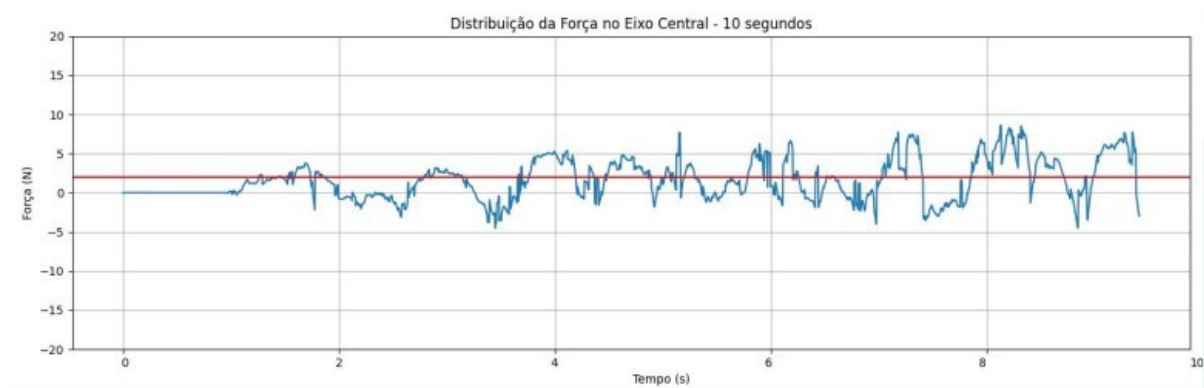


Figura 2: Gráfico da leitura da força ao longo do tempo.

**Conclusões:** A utilização de um sensor de força como guia para o sistema mostra-se imprescindível, dada a literatura, considerando a natureza da formação da imagem por ultrassom e como ela pode ser alterada a partir de diferentes pressões ao contato com a amostra ou paciente. Softwares com rotinas pré-estabelecidas para a movimentação do braço robótico podem agregar ainda mais para a consistência da aplicação das técnicas. Para aplicações *in vivo*, os resultados mostram que são necessárias mais investigações quanto ao planejamento da movimentação robótica ideal. Por fim, para que os estudos possam se manter em andamento, considera-se necessária a sofisticação da comunicação entre o braço robótico, leitura do sensor de força e sincronização com aquisição das imagens de ultrassom.

**Referências:**

1. Melzer A., et al: Design and validation of a medical robotic device system to control two collaborative robots for ultrasound-guided needle insertions. Public 2022, Volume 9.
2. Wang K-J, Chen C-H, Chen J-J, Ciou W-S, Xu C-B, Du Y-C. An Improved Sensing Method of a Robotic Ultrasound System for Real-Time Force and Angle Calibration. Sensors. 2021; 21(9):2927. <https://doi.org/10.3390/s21092927>

## MAGNETORESISTIVE SENSORS APPLIED TO PHARMACOMAGNETOGRAPHY STUDIES

Brandão, V.M.<sup>\*1</sup>, Buranello, L.P.<sup>1</sup>, Soares, G.A.<sup>1</sup>, Silva, M.P.P.<sup>1</sup>, Helena, G.L.<sup>1</sup>, Barboza, J.M.<sup>1</sup>, Miranda, J.R.A.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Biophysics and Pharmacology – São Paulo State University (UNESP)  
contact: [v.brandao@unesp.br](mailto:v.brandao@unesp.br)

**Introduction:** The development of pharmaceutical formulations for controlled drug release has increased significantly over the years, with the aim of obtaining more effective treatment, better patient acceptance, and the lowest possible drug intake. Among the possibilities of controlled drug release systems, those using pH-dependent polymer-coated tablets, such as Eudragit® E-100, stand out. This polymer has the property of being soluble in a pH lower than 5, used for drug release in the gastric medium. For drug absorption to occur, the tablet needs to go through processes that include the dissolution of the coating and the disintegration of the tablet. Among the methodologies employed for the evaluation of these processes, the use of magnetic materials and techniques capable of detecting them is explored in scientific and commercial environments, due to the search for pharmacological study techniques that are less invasive and safer for the patient. Magnetoresistive sensors work through their variable resistance, directly proportional to the applied magnetic field, which allows very precise magnetic acquisitions when dealing with coated magnetic tablets' behavior. Thus, the purpose of this study was to evaluate the influence of different compression forces on the processes of Eudragit® E-100 coating dissolution and magnetic tablet disintegration in a simulated gastric medium with pH 1.2.

**Materials and Methods:** For this study, magnetic tablets containing three different compression forces were prepared: 30kN, 50kN, and 70kN. For the measurements, the sensor was positioned vertically below the container containing 500mL of pH 1.2 solution, and the tablet was inserted in the center of the sensor, with acquisitions occurring in the standardized period of 600s.

**Results:** The results revealed a slight increase in the coating dissolution time (CDT) between the 30kN and 50kN forces and a significant increase between the tablets with 50kN and 70kN forces. The difference in time is precisely given by the compression force, which is directly proportional to the tablet dissolution time. In addition, the same relationships also occurred with the tablet disintegration time (TDT) and  $t_{1/2}$ .

**Conclusions:** The use of magnetoresistive sensors proved to be effective in the in vitro evaluation of the behavior of magnetic tablets, presenting a solid methodology for further investigations and in vivo application.

### References:

WEITSCHIES, W. et al. Magnetic Marker Monitoring: An application of biomagnetic measurement instrumentation and principles for the determination of the gastrointestinal

behavior of magnetically marked solid dosage forms. *Advanced drug delivery reviews*, v. 57, n. 8, p. 1210–1222, 15 jun. 2005.

## **POWER SPECTRAL ANALYSIS OF ELECTROMYOGRAPHY SIGNALS TO EVALUATE RIGIDITY IN PARKINSON'S DISEASE**

Marques Alves C.<sup>1,2\*</sup>, Martins Naves E.<sup>1</sup>, Morère Y.<sup>2, 3</sup>, de Oliveira Andrade A.<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Assistive Technology Lab (NTA) – Federal University of Uberlândia

<sup>2</sup> Laboratoire de Conception, d'Optimisation et de Modélisation des Systèmes (LCOMS) –  
Université de Lorraine

<sup>3</sup> Centre for Innovation and Technology Assessment in Health (NIATS) – Federal University  
of Uberlândia

contact: [camillealves@ufu.br](mailto:camillealves@ufu.br)

**Introduction:** Parkinson's disease (PD) is a neurodegenerative condition that affects the central nervous system, causing a range of motor and non-motor symptoms. A prominent motor symptom is muscle rigidity, leading to difficulty in movement and increased resistance during muscle stretching. Assessment of rigidity in PD generally uses subjective scales such as UPDRS. Electromyography (EMG) offers valuable data for this assessment, involving power spectral density (PSD) analysis. In PD, distinct patterns of electrical activity manifest in the affected muscles. PSD analysis can reveal changes in muscle oscillations, aiding in the recognition of abnormal electrical patterns associated with rigidity. Based on this analysis and using machine learning, it is possible to develop dedicated medical equipment for assessing rigidity. This innovation could help diagnose and monitor PD, providing valuable information for personalized treatment, thus improving their quality of life.

**Materials and Methods:** Data were acquired from 2 healthy, physically fit male participants and 2 age-matched male participants with Parkinson's disease. Ethical authorization for data collection was obtained from the ethics committee. The electromyographic sensors were positioned on the extensor carpi-radialis and flexor carpi-ulnaris muscles. Next, the volunteer was asked to actively stretch the wrist and perform the complete wrist extension and flexion movement 15 times. The collected EMG signals were preprocessed to remove unwanted artifacts and noise, ensuring data quality for subsequent analysis. The PSD was calculated for each EMG signal segment. This resulted in an energy distribution of the EMG signal at different frequencies. The PSD obtained for healthy individuals and Parkinson's patients in the "ON" and "OFF" states was compared. Differences in spectral features, such as frequency peaks and energy distribution, between groups were identified and analyzed. The Kruskal-Wallis test was applied to evaluate possible differences between groups.

**Results:** Figures 1 and 2 show the spectrum for the 3 groups (healthy, PD "OFF" and PD "ON"), with matched ages between participants (healthy and PD) and for the two studied muscles. Participant 1 had a rigidity level of 13 in the OFF state and 10 in the ON state, according to the UPDRS. While participant 3 had rigidity of 12 in the OFF state and 5 in the ON state. Participants 2 and 4 are healthy. It can be observed that the frequency contents of the PSD progressively fall with the level of rigidity, suggesting changes in muscle function when the person is in the OFF medication, which is consistent with the UPDRS values [1]. Another interesting fact was that healthy people showed greater power amplitude in the

frequencies evaluated. Muscle rigidity manifests as increased muscle tone. The lower power amplitude observed in individuals with PD could mean changes in rhythmic muscular behavior caused by this rigidity. This highlights a notable decrease in oscillatory patterns within the signal, underlining a diminished muscle fluctuation, even during the execution of a motor activity[2].

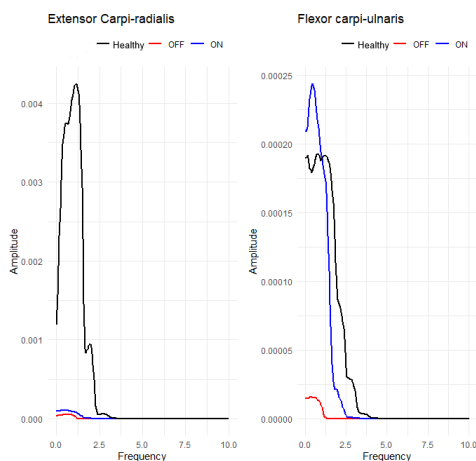


Figure 1: PSD comparison for participants 1 and 2.

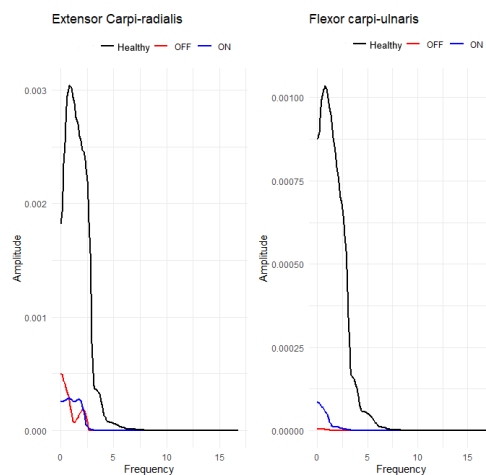


Figure 2: PSD comparison for participants 3 and 4.

The Kruskal-Wallis test was applied to evaluate possible differences between groups. The results revealed  $p \sim 2.2e^{-16}$ . This extremely low value strongly indicates that there are significant differences between the groups analyzed. In this sense, a machine learning model could be trained to analyze the power spectral density (PSD) of EMG signals and associate specific patterns with varying degrees of muscle rigidity.

**Conclusions:** With the results obtained, it was possible to differentiate the groups based on PSD characteristics. For future work, it is necessary to evaluate more people and, through machine learning, classify the different levels of rigidity, proposing dedicated and objective equipment for this evaluation.

**Acknowledgements:** The present work was carried out with the support of the National Council for Scientific and Technological Development (CNPq), Coordination for the Improvement of Higher Education Personnel (CAPES) (CAPES – Program CAPES/DFATD-88887.159028/2017-00, Program CAPES/COFECUB- 8881.370894/2019-01) and the Foundation for Research Support of the State of Minas Gerais (FAPEMIG). A. O. A. is fellow of CNPq, Brazil (302942/2022-0 and 304818/2018-6); and C. M. A. and Y. M. are fellow of the Program CAPES/COFECUB (88887.662002/2022-00 and MA957/20 2019-2023, respectively).

**References:**

- [1] Albarracín A., et al: Muscle function alterations in a Parkinson's disease animal model: Electromyographic recordings dataset. Data in Brief 2021, Volume 40.
- [2] Ferreira-Sánchez M., et al: Quantitative Measurement of Rigidity in Parkinson's Disease: A Systematic Review. Sensors 2020, Volume 20.



## SPATIAL PATTERNS EVOLUTION OF A BCI ON A NEUROFEEDBACK PROTOCOL

A. S. Meireles João<sup>12</sup>, A. Stefano Filho Carlos<sup>12</sup>, Castellano Gabriela<sup>12</sup>

<sup>1</sup>Neurophysics Group, IFGW, UNICAMP; <sup>2</sup>BRAINN-FAPESP

contact: [j218550@dac.unicamp.br](mailto:j218550@dac.unicamp.br)

**Introduction:** Brain-Computer Interfaces (BCIs) represent a paradigm shift in human and in computer communication, permitting direct communication between the human brain and external devices. The mixture of neuroscience and computing has paved the way for an unparalleled frontier in BCIs. Through complicated interactions among neurophysiology, signal processing, and device learning algorithms, BCIs have the capability to revolutionize fields from healthcare to gaming, assistive technology to cognitive development. Nevertheless, the accuracy of these devices still remains underperforming and not enough for practical applications. The BCI model developed in this work aims at a paradigm focused on extracting neurological information and using it to improve the BCIs performance overtime as the user's brain waves evolve alongside the protocol.

**Materials and Methods:** Electroencephalography (EEG) signals from a group of 10 participants (mean age of  $25\pm 4$ , 70% males) were collected during Motor Imagery (MI) tasks. Prior to analysis, the signals underwent preprocessing steps to mitigate noise and eliminate potential artifacts, using PCA and bandpass filters. Features were then derived using Common Spatial Patterns (CSP) filters, along with computing the average power across frequency bands associated with MI. These features served as input to a Support Vector Machine (SVM) classifier, with the resulting classification output being relayed to the application. The spatial patterns from CSP as well as the electrodes from which features were selected were calculated individually for each user on every session. The information was fed back to the algorithm, and also plotted for analysis of possible structural changes. The analyses were compared to the Event Related Potentials (ERPs) of each session in order to eliminate artifacts and other unrelated information from the spatial patterns.

**Results:** The results in performance showed an overall increase in the group mean accuracy ( $7.8\pm 1.4$ )% with three significant individual increases in performance over ( $20\pm 6$ )%. For the group average, the correlation of brain regions to the MI, i.e. the value of the vector potentials from the CSP patterns, and the analysis of the selected features spatial distribution showed higher values in more frontal regions associated with the premotor cortex on the later sessions. For responders of the protocol, it was also observed that in the best sessions there was a higher correlation between many different regions of the brain, also visible in the brain activity analyzed on the ERPs.

**Conclusions:** Although the achieved results are still underperforming for real world usage, classification rates of over ( $90\pm 1$ )% were achieved, with group averages of ( $68\pm 3$ )%. The functional analysis also showed interesting results on the nature of MI learning. The results could be improved by utilization of techniques such as functional connectivity of the regions with high correlation to the MI.

## SETUP FOR CARDIAC ELECTROPHYSIOLOGICAL ANALYSIS IN ISOLATED RABBIT HEART

Silva *V.*<sup>1</sup>, Neves *T.*<sup>1</sup>, Sandoval *I.*<sup>1</sup>, Siles *J.*<sup>1</sup>, Quadros *A.*<sup>1</sup>, Luz *R.*<sup>1</sup>, Uzelac *I.*<sup>2</sup>, Salinet *J.*<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Center for engineering, modeling, and applied social sciences (CECS) - Federal University of ABC (UFABC).

<sup>2</sup> School of Physics - Georgia Institute of Technology.

Contact: [silva.vinicius@aluno.ufabc.edu.br](mailto:silva.vinicius@aluno.ufabc.edu.br)

**Introduction:** Cardiovascular diseases (CVDs) are the leading cause of death globally, accounting for over half of fatalities in Brazil. These diseases disrupt heart function and its electrical pattern, highlighting the importance of electrophysiological tests for an accurate diagnosis. In cases of complex arrhythmias like atrial fibrillation, the current commercial systems used in clinical evaluations can distort the electrograms, leading to a potential misdiagnosis and reducing patient life's quality. Most clinical systems make use of electrical mapping, while optical mapping is considered the gold standard of cardiac electrophysiology analysis. Unfortunately, it cannot be used in patients' diagnosis, however, it is widely used in research to enhance the accuracy of commercial systems.

The study's aims aimed to build Latin America's first comprehensive setup for both invasive and non-invasive electrical mapping, alongside panoramic optical mapping. The objective is to allow precise studies of complex arrhythmias and the development of techniques and standard analyses to improve current commercial electrophysiology systems. The research protocol has been reviewed and approved by the local Committee on Ethics in the Use of Animals (CEUA) and is in accordance with current legislation (CEUA no. 3947230519).

**Materials and Methods:** The developed setup for cardiac electrophysiological analysis integrates 5 subsystems: (1) the Langendorff system, (2) panoramic optical mapping, (3) epicardial electrical mapping, (4) non-invasive electrical mapping, and (5) 3D geometry construction (Fig. 1A). The constant pressure Langendorff perfusion system was developed by to maintain a constant temperature of 38°C and a flow of 15-20 mL/min of nutrient solution at a constant pressure of 70 mmHg, mimicking its standard state within a living organism. For our epicardial electrical mapping, we used three custom-made Multi-Electrode Arrays (MEAs), each featuring 16 silver electrodes arranged in a 4x4 grid. These MEAs were strategically placed, with one in the left ventricle and the others in the left and right atria. The heart, along with the MEAs, was submerged within a hexagonal acrylic tank containing 60 electrodes filled with a physiological solution (sucrose) that replicates the electric impedance of the animal torso. The analog signals were then directed to the Intan 64-Channel Headstages, where they were converted into digital signals and transmitted to the Open Ephys Acquisition Board at a sampling rate of 4 kHz. The panoramic optical mapping system consists of three high-speed GigE cameras. Each camera covers a 120° field of view centered around the heart, allowing the capture of panoramic videos of the infrared light emitted by the dye, Di-4-ANBDQPPQ, applied to the heart, as it is excited by six high-power, deep red LEDs (7A, 650 nm, Luminous Devices Inc, USA) (Fig. 1 B).

The system for reconstructing the 3D geometry of the heart involves a stepper motor and an in-house Graphical User Interface in LabVIEW to control and capture the data needed. This motor facilitates the rotation of the heart, while one of the GigE cameras captures images at 3.6° intervals throughout the full 360° rotation. Adjacent systems are used to electrically stimulate the heart to induce fibrillation and electronic anomalies for studies of these clinical conditions. TTL signals at 500 Hz are used to synchronize the electric and optical mappings.

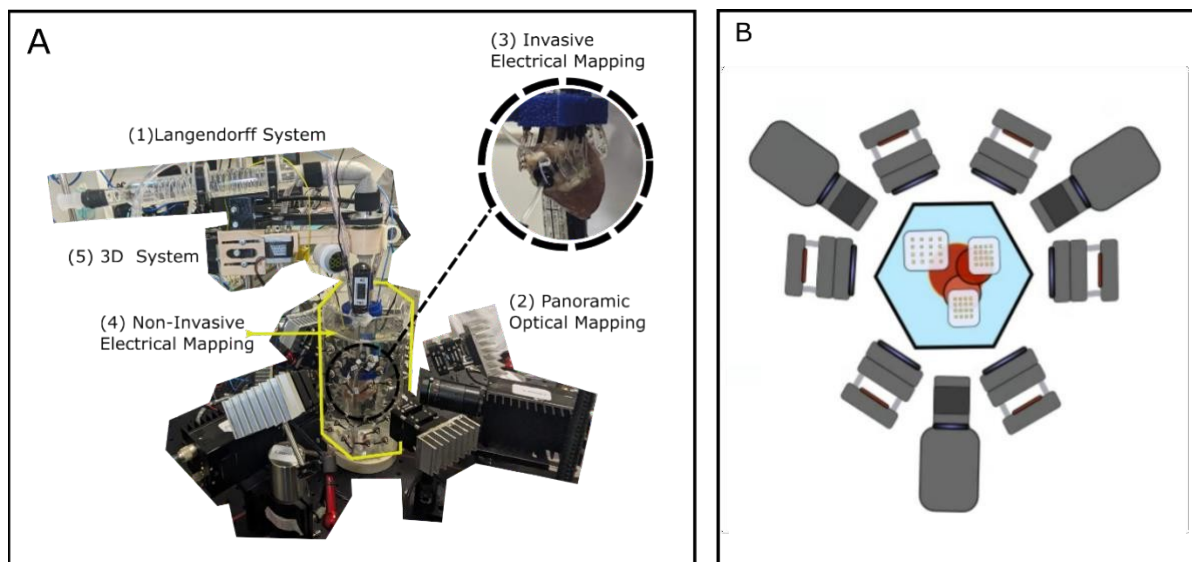
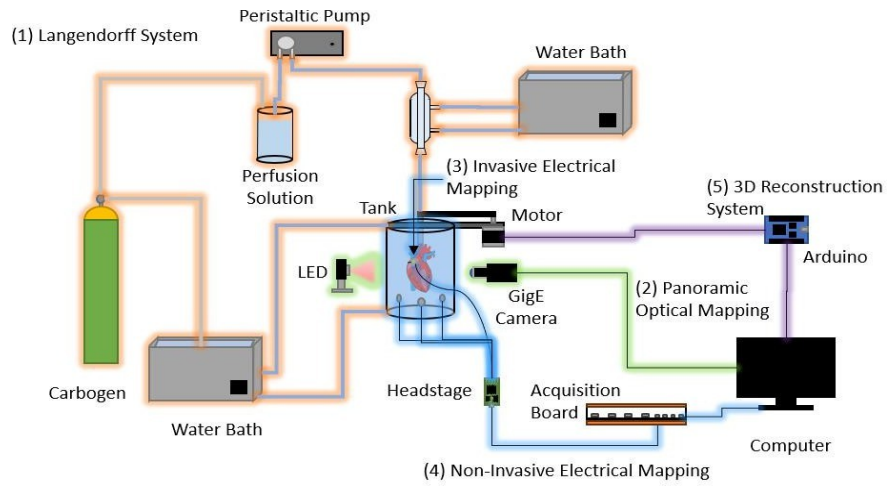


Figure 1. (A) Composition of the complete setup, part of Langendorff system (1), Panoramic optical mapping (2), Invasive electrical mapping (3), Non-Invasive electrical mapping (4) and the 3D system generation (5); (B) Diagram of the optical and electrical systems.

**Results:** Fifteen experiments were conducted using this experimental setup, resulting in comprehensive recordings that are currently undergoing meticulous analyses. For each experiment, we collected an average of 1.5 terabytes of optical mapping data, 4 gigabytes of non-invasive electrical recordings, 3 gigabytes of invasive electrical recordings, and 2 gigabytes of data used for the 3D reconstructing of the heart.

Local activation time maps were successfully generated, enabling the simultaneous analysis of optical and electrical signals either jointly or independently. These recordings encompassed various scenarios, including sinus rhythm, pacing, and experiments involving induced arrhythmias.

**Conclusions:** The devised experimental configuration affords a diverse spectrum of analytical opportunities and research avenues. Its utility extends beyond the exploration and characterization of cardiac arrhythmias; it also contributes to the advancement of technology and the establishment of standardized analysis methods that could reshape how we approach cardiac electrophysiology. The versatility of this setup harbors substantial promise for making valuable contributions to both research and clinical applications.



## A MAP-BASED APPROACH TO NEURONAL SYNCHRONIZATION

Rhamidda Sue L<sup>1</sup>., Girardi-Schappo<sup>2</sup> and Kinouchi Osame<sup>1</sup>.

<sup>1</sup>Departamento de Física - FFCLRP - Universidade de São Paulo Av. Bandeirantes, 3900 - CEP 14040-901 – Ribeirão Preto- SP - Brazil

<sup>2</sup>Departamento de Física, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, SC, 88040-900, Brazil

**Introduction:** The brain is a complex system that contains isolated and synchronized activities through the network; studies show that we can understand neuron behaviors and disease formation through computational simulations. In particular, we seek to understand the network's critical behavior close to a synchronization bifurcation point. This work presents a model of a biological neuronal network based on coupled maps that contain variables that approximate biological features with a low computational cost and a simple mathematical formalism. A map-based neuron is a model that has simple yet rich dynamics [1].

Our map, the model KTH is able to reproduce several biological behaviors: fast and slow spikes, bursting behavior, chaotic spikes, and cardiac pulses.

**Materials and Methods:** The map-based neuron KTH is similar, but not identical, to previous proposals [1,3,2]. The map equations are (we use a  $[t]$  for denoting discrete-time steps):

$$V(t+1) = \tanh \frac{V(t) - KY(t) + Z(t) + I(t)}{T} \quad (1)$$

$$Y(t+1) = \tanh \frac{V(t) + H}{T} \quad (2)$$

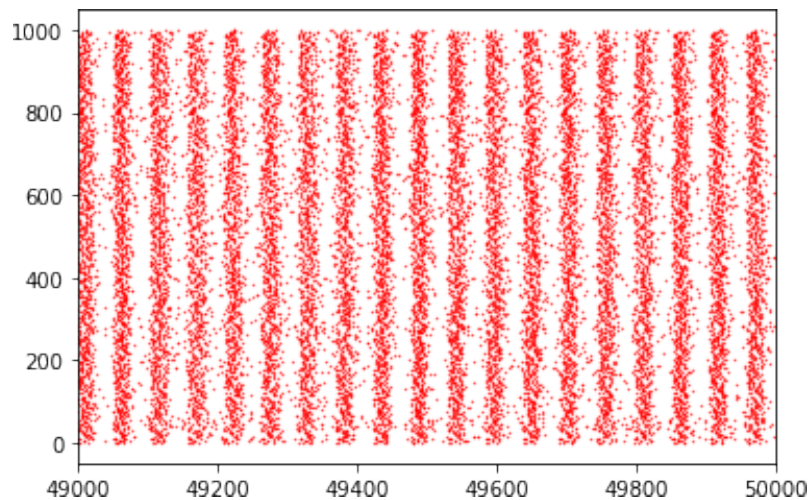
$$Z(t+1) = Z(t) - \delta Z(t) - u(V(t) - \varepsilon) \quad (3)$$

The neuron dynamical variables are the membrane voltage  $V(t)$ , the auxiliary variable  $Y(t)$ , the slow current  $Z(t)$ , and the input current  $I(t)$ . The neuron parameters are  $K$ ,  $T$ , and  $H$ , with  $\delta$ ,  $u$  and  $\varepsilon$  parameters for the slow current.

Our map is related to the map proposed by Kuva (KTZ model), which the KT [4] model inspires. The behavior of synapses is mediated by the coupling matrix  $W$  as  $I(t) = \sum_j W_j V_j(t)$ , which ensures the coupling of neurons. Furthermore, we charactering the relationship between the variables  $V$ ,  $Y$  and  $Z$ .

Although the work with map-based neuron networks is not so recent, it is still little explored, which leads us to understand that we need better dissemination of this resource to understand synchronized behaviors in Theoretical Neuroscience.

**Results:** We examine the synchronization phase transition and then we propose a synaptic mechanism that leads the network to stay in the neighborhood of the critical point. This can be seen in 1. Other points like Optimal input reverberation at criticality, Homeostatic criticality, and possible relevance to epilepsy.



**Fig. 1.** Raster plots as a function of  $W$ .  $N = 1000$ ,  $K = 0.6$ ,  $T = 0.35$ ,  $H = -0.2$ ,  $\delta = 0.006$ ,  $\Delta = 0.001$ ,  $u = 0.004$ ,  $\varepsilon = -0.99$ .

**Conclusion:** We have introduced a map-based neuron with rich behavior. By examining the collective behavior of neurons with tonic firing with diffusive coupling, we identified a synchronization phase transition. At the critical region, it seems that there is optimal input processing (memory reverberation) due to critical slowing down.

Next, we proposed a homeostatic synaptic mechanism that turns the critical region into an attractor of the dynamics, so that no need of fine tuning is necessary, only gross tuning of the homeostatic hyperparameters.

*Acknowledgments:* RP thanks CAPES for financial support.

## References

- Girardi-Schappo, M., Tragtenberg, M. H. R., and Kinouchi, O. (2013). A brief history of excitable map-based neurons and neural networks. *Journal of neuroscience methods*, 220(2), 116-130.
- Kuva, S. M., Lima, G. F., Kinouchi, O., Tragtenberg, M. H., and Roque, A. C. (2001). A minimal model for excitable and bursting elements. *Neurocomputing*, 38, 255-261.
- Copelli, M., Tragtenberg, M. H. R., & Kinouchi, O. (2004). Stability diagrams for bursting neurons modeled by three-variable maps. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*, 342(1-2), 263-269.
- Kinouchi, O., and Tragtenberg, M. H. (1996). Modeling neurons by simple maps. *International Journal of Bifurcation and Chaos*, 6(12a), 2343-2360.

## COMO TORNAR A PROTOPORFIRINA IX MAIS EFICIENTE?

Débora C.K Codognato<sup>1,2</sup>, Iouri Bosissevitch<sup>2,3</sup>, Ana Paula Ramos<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Físico-Química de Coloides e Superfícies-FFCLRP, USP, Ribeirão Preto, SP, Brasil

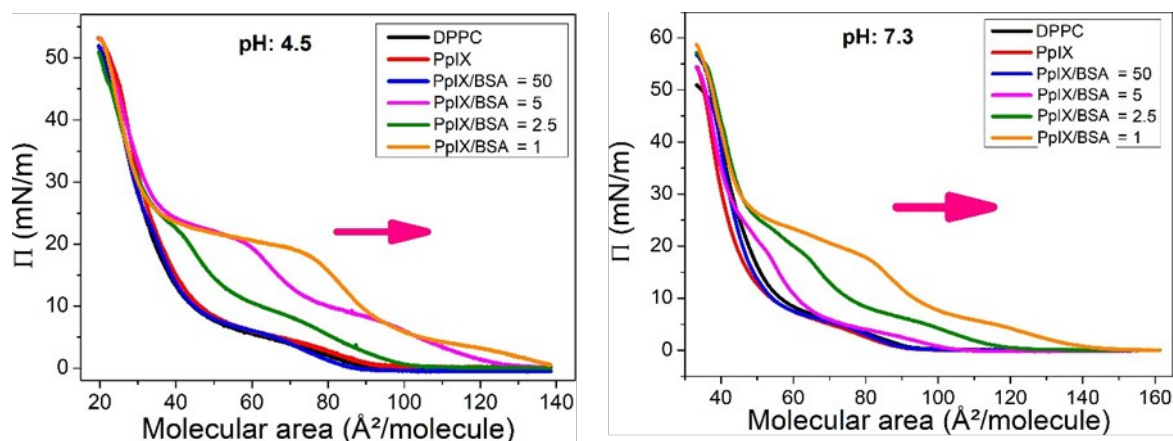
<sup>2</sup>Departamento de Física-FFCLRP, USP, Ribeirão Preto, SP, Brasil <sup>3</sup>Instituto de Física,  
Universidade Federal de Goiânia, Goiânia, GO, Brasil

contato: [decriskaco@usp.br](mailto:decriskaco@usp.br)

**Introdução:** A protoporfirina IX (PpIX) é um fotossensibilizador (FS) hidrofóbico utilizado em fotoquimioterapia, terapia que usa luz para irradiar tecidos doentes, gerando reações com oxigênio molecular que matam todas as células ligadas a ele. A PpIX também é uma ótima opção para teranóstico por demarcar a área de interesse com fluorescência da PpIX. Atualmente a proteína albumina de soro bovino (ASB) vem sendo estudada para carrear fármacos hidrofóbicos no organismo humano por ser biocompatível e possuir afinidade com tecidos doentes<sup>a</sup>. A ligação da ASB com a PpIX diminui sua hidrofobicidade e aprimora sua afinidade por tecidos tumorais. Nesse sentido, o objetivo desse trabalho é avaliar a formação do complexo PpIX-ASB e sua interação com modelos de membrana celular.

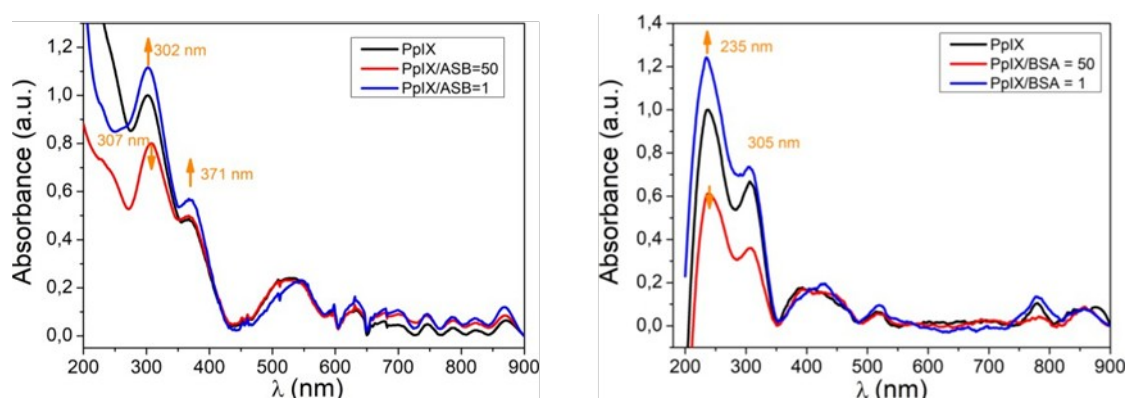
**Materiais e Métodos:** Os modelos de membrana utilizados foram as monocamadas de Langmuir e os filmes Langmuir-Blodgett (LB)<sup>b</sup>. A técnica utiliza o equipamento Cuba de Langmuir onde a subfase foi preenchida com solução tampão com dois pHs diferentes: 7,3 (relativo ao ambiente fisiológico) e 4,5 (ambiente mais ácido relativo aos tecidos tumorais) junto com apenas PpIX ou as proporções PpIX/ASB = 50; 5; 2,5 e 1 e sobre a superfície foi espalhado o fosfolípido Dipalmitoilfosfatidilcolina (DPPC). A análise foi realizada por meio de isothermas  $\pi$ -A, microscopia de força atômica (AFM), espectros de absorção e de emissão de fluorescência.

**Resultados e Discussões:** As isothermas  $\pi$ -A mostraram que os complexos interagiram com a monocamada, modificando o ordenamento lipídico portanto não ficam apenas na subfase. As isothermas apenas de PpIX e com a menor proporção de ASB tendem a ter área por molécula levemente menor que a monocamada apenas, proporções maiores de ASB no complexo modificam as isothermas aumentando a área por molécula e a pressão conforme aumenta a proporção de ASB. O pH ácido contribuiu mais para essa variação (fig. 1).



**Figura 1:** Isotermas  $\pi$ -A em pH 4,5 (a) e em pH 7,3 (b)

Essas monocamadas foram transferidas para suportes sólidos, placas de quartzo, na forma de filmes Langmuir-Blodgett. Os espectros de absorção ótica, emissão de fluorescência e AFM confirmaram que houve interação com a monocamada de DPPC, sendo a proporção PpIX/ASB = 1 a que obteve maiores intensidades de absorbância e emissão de fluorescência (fig.2).



**Figura 2:** espectros de absorção ótica dos filmes LB em pH 4,5 (a) e em pH 7,3 (b)

**Conclusões:** o complexo PpIX/ASB interage com a monocamada o que pode significar que ele passa pela membrana celular fato importante para que não ocorra necrose das células. Os resultados mostraram que PpIX/ASB = 1 seria a proporção desse complexo com maior potencial para uso em fotoquimioterapia por melhorar as características fotofísicas do FS melhorando a sua performance como marcador fluorescente de tecidos doentes.

### Referências Bibliográficas

<sup>a</sup> HOOGENBOEZEM, Ella N.; DUVALL, Craig L. Harnessing albumin as a carrier for cancer therapies. **Advanced Drug Delivery Reviews**, [s. l.], v. 130, p. 73–89, 2018.

<sup>b</sup> MENDONÇA, Carlos M. N. *et al.* Understanding the interactions of imidazolium-based ionic liquids with cell membrane models. **Physical Chemistry Chemical Physics**, [s. l.], v.



20, n. 47, p. 29764–29777, 2018.

## WEARABLE MICROELECTRONIC SYSTEM FOR MONITORING ADHERENCE TO REMOVABLE ORTHODONTIC APPLIANCE USAGE

Rocha, R. E. F.<sup>1\*</sup>, Romano, F. L.<sup>2</sup>, Mulato, M.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Physics, Faculty of Philosophy, Sciences and Letters of Ribeirão Preto, Univ. of São Paulo

<sup>2</sup>Pediatric Dentistry, Faculty of Dentistry of Ribeirão Preto, Univ. of São Paulo

contact: [ricardorochoa@usp.br](mailto:ricardorochoa@usp.br)

**Introduction:** In recent years, advancements in semiconductor technology have paved the way for the application of Internet of Things (IoT) technologies in healthcare. IoT holds the potential to revolutionize traditional medicine by enabling participatory and preventive healthcare with the aid of artificial intelligence. In this context, wearable devices offer a promising solution for continuous monitoring of physiological signals. In dentistry, removable orthodontic appliances are commonly used to address occlusion and teeth alignment issues. However, ensuring patient compliance with treatment recommendations remains a significant challenge, often resulting in shorter-than-needed appliance usage. Currently, monitoring appliance usage relies on intraoral temperature sensors, which are both limited in functionality and costly. This work aims to develop a wearable microelectronic system that can be seamlessly integrated with removable orthodontic appliances to provide objective, automated, and continuous usage monitoring.

**Materials and Methods:** The system encompasses a comprehensive array of components, including a detection mechanism, microcontroller, electronic circuitry, memory, and embedded software. These elements work in union to acquire and securely store pertinent data, efficiently manage power resources, and facilitate seamless wireless communication. This wireless communication enables the transmission of data from the integrated device to an external terminal, which is equipped with specialized software for processing and displaying the acquired information.

**Results:** We propose the integration of two electrodes within the orthodontic appliance, functioning as a detection mechanism. When in use, these electrodes come into contact with the patient's oral mucosa and saliva. Upon such contact, the electrical resistance of the electrodes becomes relatively low, prompting the transducer circuit to generate a high-level digital signal, indicating appliance usage. Conversely, when not in use, the transducer circuit remains open, resulting in significantly higher electrical resistance, and consequently producing a low-level digital signal, thereby validating the appliance's non-usage. This approach showcases a promising detection mechanism for monitoring orthodontic appliance usage.

**Conclusions:** The development of the proposed wearable device has the prospect of meeting the demands for low power consumption and reduced dimensions, while providing a cost-effective solution that encourages widespread adoption. This technology has the potential to significantly enhance patient care by furnishing quantitative data for the objective evaluation of predetermined orthodontic treatments, ultimately contributing to more efficient and effective healthcare practices.

## ULTRAVIOLET PROTECTION OF THE EYE FOR SUNGLASSES

Masili, M., Ventura Liliane\*

Departamento de Engenharia Elétrica e Computação – Universidade de São Paulo

contact: [lilianeventura@usp.br](mailto:lilianeventura@usp.br)

**Introduction:** The discourse around ultraviolet (UV) protection in sunglasses is a focal point in media and specialized literature, stressing the critical role of proper usage due to the potential counterproductive outcomes of inadequate protection [1–2]. Insufficient UV protection in sunglasses compromises ocular safety. Under natural conditions, ocular pupils contract when exposed to sunlight, a built-in mechanism to curtail radiation influx and shield internal structures. Sunglasses, by design, hinder this innate response, leading to reduced pupil contraction. In cases where dark lenses lack adequate UV protection, the internal ocular environment faces heightened UV radiation, exacerbating adverse effects, especially on non-contracted pupils. However, the absence of scientific substantiation for this argument warrants scrutiny. This standpoint also sidesteps UV absorption by lens materials and anterior ocular elements—cornea and aqueous humor [3]. Our study’s primary objective is to quantify solar UV exposure through the human eye’s pupil with and without sunglasses, accounting for pupil dilation. This investigation uncovers unconsidered aspects that underpin estimations of UV eye protection and potentially lays the groundwork for revised approaches and standards in UV protection for sunglasses.

**Materials and Methods:** The investigation’s focus centers on an individual wearing sunglasses

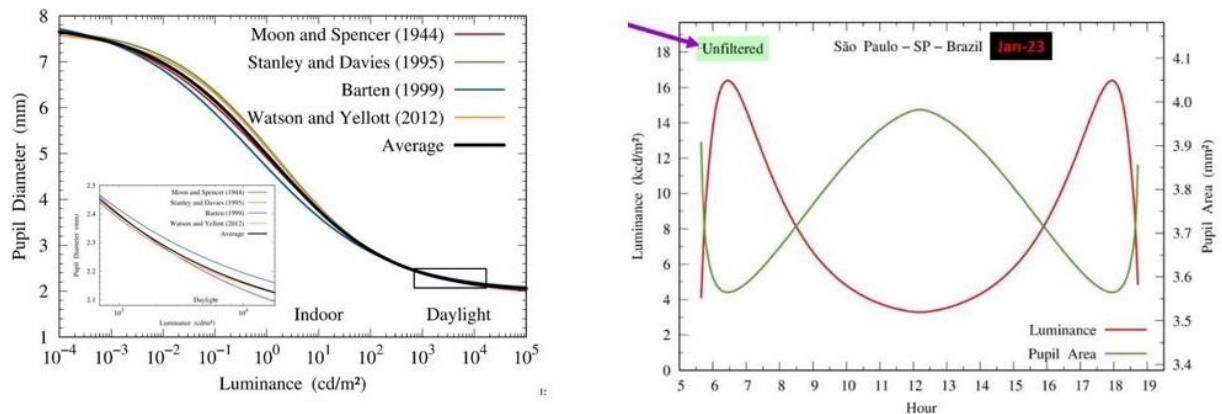
in an upright position under clear sky atmospheric conditions, implying an absence of clouds and pollutants. This individual can be located anywhere globally, at any date and time of the year. In this setup, the individual maintains a fixed gaze on the horizon (0° line of sight), [4]. The study’s aim is to calculate irradiance and radiant exposure on this vertical surface by simulating solar radiation spectrum. To achieve this, a validated model from the literature [5–7] will be employed. Illustratively, calculations will be executed for the latitude corresponding to the center of São Paulo state (–22°04’11.8” S) across each day of the year, from sunrise to sunset. An enhanced version of the luminance distribution model from literature [8], leveraging the SMARTS2.7–9 model, will be used due to its enhanced precision. Pupil diameter, contingent on ambient luminance, will be computed following Watson and Yellott’s formula [9]. The relative UV radiation influx through the pupil, with and without sunglasses, is determined using Equation (1):

$$Q_{UV} = \frac{A_f \int_{280 \text{ nm}}^{400 \text{ nm}} E_c(\lambda) \tau_e(\lambda) \tau_f(\lambda) d\lambda}{A_u \int_{280 \text{ nm}}^{400 \text{ nm}} E_c(\lambda) \tau_e(\lambda) d\lambda} = \alpha \frac{\int_{280 \text{ nm}}^{400 \text{ nm}} E_c(\lambda) \tau_e(\lambda) \tau_f(\lambda) d\lambda}{\int_{280 \text{ nm}}^{400 \text{ nm}} E_c(\lambda) \tau_e(\lambda) d\lambda} \quad (1)$$

**Results:** Equation (1) incorporates  $E_c(\lambda)$ , representing solar spectral irradiance on the cornea via the SMARTS2 model.  $\tau_e(\lambda)$  denotes spectral transmittance of ocular elements anterior to the focal surface, and  $\tau_f(\lambda)$  signifies sunglasses lens spectral transmittance, measured using a spectrophotometer.  $A_f$  and  $A_u$  symbolize pupil areas with and without sunglasses, respectively, with  $A_f > A_u$ , calculated relative to eye luminance sensitivity. The inquiry

initiates by acquiring pupil diameter as a function of luminance. Figure 2 offers approaches to achieve this, yielding initial outcomes such as Figure 3's pupil area fluctuations throughout a day.

Fig. 2: Pupil diameter modulation with luminance. Fig. 3: Pupil area dynamics in relation to luminance over the day.



**Conclusions:** Existing literature offers diverse formulas for pupil diameter calculation based on perceived eye brightness. This study considers four formulas exhibiting coherence and computes an average value, as shown in Figure 2. Our focus remains on daylight luminance, highlighted in the figure. Figure 3 portrays how pupil dynamics adapt to brightness changes through the day. Noon witnesses diminished direct light incidence on the pupil due to the sun's zenith proximity, as opposed to mid-mornings or afternoons when sunlight directly reaches the eye. Consequently, noon witnesses larger pupil diameter. As anticipated, Figure 3 illustrates opposing trends, where higher luminance corresponds to smaller pupil diameter. These insights lay the foundation for examining sunglasses' transmittance spectra impact on pupil diameter attenuation.

**References:**

- 1.G. Segrè, R. Reccia, B. Pignalosa, and G. Pappalardo, Efficiency of ordinary sunglasses as a protection from ultraviolet radiation, *Ophthalmic Res* 13, 180 (1981).
- 2.C. Backes, A. Religi, L. Mocozet et al., Sun exposure to the eyes: Predicted UV protection effectiveness of various sunglasses, *J Expo Sci Environ Epidemiol* 29, 753 (2019).
- 3.H. L. Hoover, Sunglasses, pupil dilation, and solar ultraviolet irradiation of the human lens and retina, *Appl Optics* 26(4), 689 (1987).
- 4.D. H. Sliney (INVITED), Ultraviolet radiation effects upon the eye: Problems of dosimetry, *Radiat Prot Dosimetry* 72(3-4), 197 (1997).
- 5.C. A. Gueymard, SMARTS2, a simple model of the atmospheric radiative transfer of sunshine: Algorithms and performance assessment, Technical Report No. FSEC-PF-270-95. Florida Solar Energy Center, (1995).
- 6.C. A. Gueymard, Parameterized transmittance model for direct beam and circumsolar spectral irradiance, *Sol Energy*, 71, 325 (2001).
- 7.C. A. Gueymard, The SMARTS spectral irradiance model after 25 years: New developments and validation of reference spectra, *Sol Energy*, 187, 233 (2019).

- 8.N. Igawa, Y. Koga, T. Matsuzawa, H. Nakamura, Models of sky radiance distribution and sky luminance distribution, *Sol Energy* 77, 137 (2004).
- 9.A. B. Watson and J. I. Yellott, A unified formula for light-adapted pupil size, *J Vis* 12(10):12, 16 (2012).

## USO DE IMAGENS DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA FUNCIONAL EM ESTADO DE REPOUSO PARA LATERALIZAÇÃO DE FUNÇÕES EXECUTIVAS PARA MAPEAMENTO PRÉ-CIRÚRGICO

Lamparelli Elias *André*.<sup>\*1</sup>, Carlos dos Santos *Antônio*.<sup>2</sup>, Ernesto Garrido Salmon *Carlos*.<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Center of Imaging Sciences and Medical Physics, Ribeirão Preto Medical School (FMRP), University of São Paulo (USP), Ribeirão Preto, SP, Brazil

<sup>2</sup> Department of Medical Imaging, Hematology, and Clinical Oncology, Ribeirão Preto Medical School (FMRP), University of São Paulo, Ribeirão Preto, SP, Brazil.

<sup>3</sup> inBrain Laboratory, Department of Physics, Ribeirão Preto Philosophy, Sciences and Language School (FCCLRP), University of São Paulo (USP), Ribeirão Preto, SP, Brazil.

contact: [andre.lamparelli.elias@usp.br](mailto:andre.lamparelli.elias@usp.br)

**Introdução:** Procedimentos cirúrgicos no cérebro trazem consigo complicações que impactam na decisão de um cirurgião de como será feita tal cirurgia, pois por ser um método invasivo em uma região sensível como o cérebro significa que mudanças estruturais minúsculas podem impactar em grande escala conexões funcionais entre regiões cerebrais do paciente, que no pior dos casos pode fazer com que o estado do paciente pós-cirúrgico seja mais preocupante do que seu estado pré cirurgia. Logo a necessidade de obter o maior entendimento possível de como essas conexões estão se comportando no cérebro pré-cirúrgico é de extrema importância ao cirurgião responsável. Este trabalho tem como proposta auxiliar na decisão através do uso de imagens de ressonância magnética funcional adquiridas em estado de repouso, de pacientes que estão sendo considerados para procedimento cirúrgico. A proposta é obter mapas de correlação seed-to-voxel individuais lateralizados de redes funcionais visual, de linguagem e motora, com intuito de incluir outras durante a evolução do projeto, para servir de auxílio a um cirurgião em definir a estratégia de tratamento.

**Materiais e Métodos:** Para análise foram utilizadas imagens funcionais adquiridas em estado de repouso e imagens de alta resolução 3DT1 processadas na ferramenta Conn, que é especializada em análise funcional. O processamento foi feito de um único indivíduo por análise obtendo mapas de correlação seed-to-voxel individuais de diversas sementes que definem as redes funcionais visual, de linguagem e motora de forma lateralizada.

**Resultados:** Múltiplas imagens de conectividade funcional individual foram processadas de casos clínicos pré-cirúrgico com sementes com sementes definidas dependendo da situação do paciente onde foi observável a lateralização funcional das redes examinadas. Como na Figura 1 que te ênfase na região compatível à rede visual occipital e na Figura 2 que teve ênfase em regiões compatíveis à função de linguagem.

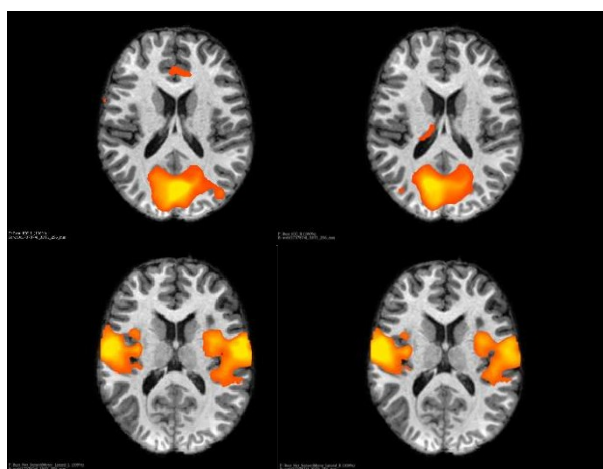


Figura 1: Imagens de conectividade funcional seed-to-voxel das redes visual occipital com o intracalcarino esquerdo e direito como semente (topo) e a rede motora sensorial lateral esquerda e direita como semente (abaixo), de um paciente com displasia cortical focal extensa, parieto occipital direita.

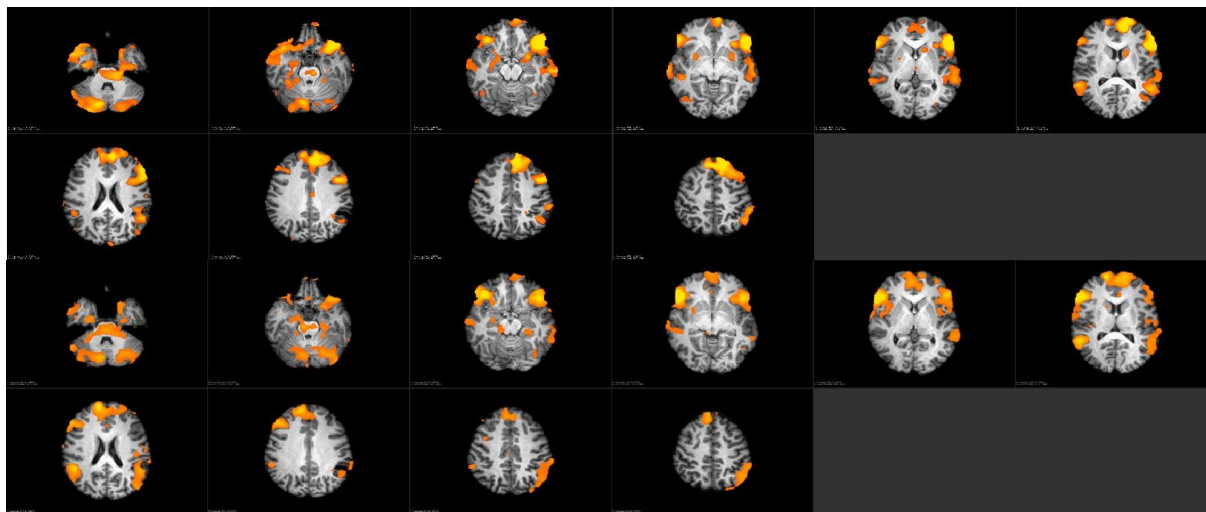


Figura 2: Imagens de conectividade funcional seed-to-voxel com ênfase na rede funcional de linguagem. Topo: semente giro frontal inferior esquerdo. Abaixo: semente giro frontal inferior direito

**Conclusão:** Por enquanto apenas foram processados quatro casos clínicos distintos, porém objetivo de identificar a lateralização de redes funcionais foi obtido em todos os casos. Com o aumento de análises bem como a possibilidade de incluir análises de componentes independentes e otimizar o pipeline de processamento das imagens a utilização de análises funcionais num âmbito pré-cirúrgico tem promessa de se tornar uma ferramenta indispensável para o auxílio para o ambiente clínico.

## MAGNETOACUSTOGRAFIA COMO TÉCNICA PARA LOCALIZAÇÃO DE NANOPARTÍCULAS MAGNÉTICAS E MEDIDAS VISCOELÁSTICAS DE TECIDOS BIOLÓGICOS

Sanches, A. F.\*, Arsalani, S., Mazon, E. E., Uliana, J. H., Salomão, K. B., Pavan, T. Z.,  
Guidelli, E. J., Carneiro, A.

Departamento de Física - FFCLRP - Universidade de São Paulo (USP)

contato: [ane\\_sanches@usp.br](mailto:ane_sanches@usp.br)

**Introdução:** A Magnetoacustografia é uma técnica emergente que utiliza o imageamento por ultrassonografia para identificar nanopartículas magnéticas sob ação de um campo magnético externo. Entre as vantagens dessa técnica estão a obtenção de imagens moleculares usando nanopartículas magnéticas funcionalizadas como marcadores que se ligam em órgãos específicos e a possibilidade de realizar medidas viscoelásticas do meio marcado com essas nanopartículas. Para o melhor funcionamento dessa técnica, são fatores de grande importância a intensidade e gradiente do campo magnético, o tipo e frequência do pulso aplicado, bem como a magnetização e concentração da nanopartícula utilizada. Neste trabalho, procuramos estudar a implicação desses fatores na medida do deslocamento das estruturas marcadas com nanopartículas e sob a ação de um campo magnético externo oscilante com diferentes frequências.

**Materiais e Métodos:** Foram utilizadas nanopartículas de óxido de ferro sintetizadas pelo método de coprecipitação e recobertas com polietilenoglicol (PEG). Essas partículas foram imersas em mimetizadores de tecidos biológicos à base de gelatina animal (bloom250) com concentrações de 2%, 3% e 4% de nanopartículas magnéticas. O campo de magnetização foi gerado usando uma faixa de frequência entre 50 e 250 KHz. Os mapas de ecos (rf) foram adquiridos usando uma plataforma de ultrassom da marca Verasonics.

**Resultados:** O mapa de deslocamento (Figura 1) obtido a partir dos mapas de rf, mostram um aumento do deslocamento com a concentração de nanopartículas, mas também indicam uma redução da medida com a distância entre a inclusão e a bobina. Além disso, observamos que o aumento da frequência diminuiu o deslocamento máximo das estruturas marcadas com as nanopartículas (Figura 2), uma vez que os pulsos se tornam muito curtos para possibilitar o alcance máximo de deslocamento.

**Conclusões:** O experimento permitiu concluir que o aumento da concentração de nanopartículas aumentou o deslocamento e a taxa de decaimento da amplitude com a frequência.



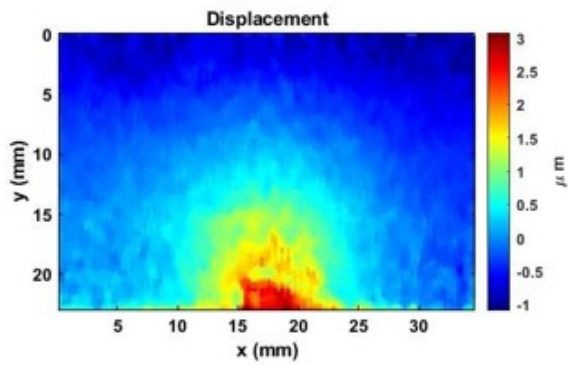


Figura 1: Mapa de deslocamento do phantom com concentração de 2% de nanopartículas.

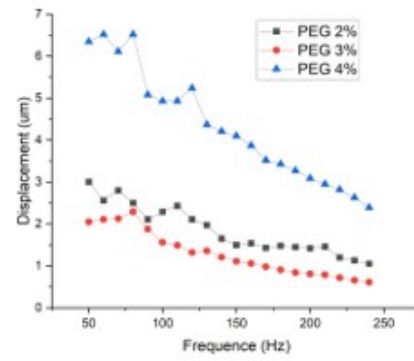


Figura 2: Gráfico de deslocamento em função da frequência para todas as amostras.

## SEGMENTAÇÃO E QUANTIFICAÇÃO DE BIOFILME EM IMAGENS DE PRÓTESE DENTÁRIA COM FLUORESCÊNCIA PARA AUXÍLIO AO DIAGNÓSTICO DE ESTOMATITE

Santos Bruno<sup>1</sup>, Dantos Thaine<sup>1</sup>, Silva Cláudia<sup>1</sup>, Felipe Joaquim<sup>1</sup>

Departamento de Computação e Matemática – Universidade de São Paulo (USP)

contact: [brunogabriel.justino@usp.br](mailto:brunogabriel.justino@usp.br)

**Introduction:** Pacientes desdentados e usuários de próteses totais ou parciais, frequentemente enfrentam problemas de saúde bucal relacionados com a presença de biofilme associado à *Candida Albicans*. Desta forma, é essencial o desenvolvimento de ferramentas e métodos para a quantificação de biofilme a fim de auxiliar profissionais no estudo e pesquisa de produtos e procedimentos destinados à remoção e controle de biofilme. Portanto, o principal desafio do trabalho foi de desenvolver uma ferramenta computadorizada, para auxílio ao diagnóstico de estomatite em próteses dentárias, permitindo uma segmentação sistemática, rápida e fácil.

**Materials and Methods:** Para o desenvolvimento da ferramenta adotou-se a linguagem de programação C++ e a biblioteca de processamento de imagens OpenCv. Foram utilizadas 23 imagens padronizadas da superfície interna de próteses dentárias, com biofilme evidenciado pelo revelador fluoresceína, disponibilizadas pelo Laboratório de Pesquisa em Reabilitação Oral (LabPRO) – USP RP. Foi desenvolvido um pipeline de operações para segmentar o fundo e evidenciar o contraste entre biofilme e prótese. A segmentação ocorreu através do treinamento de um árvore de decisão J-48, com 460 instâncias dos atributos do espaço de cor RGB. Uma Interface Gráfica foi desenvolvida para facilitar a utilização do método.

**Results:** Foi utilizado as métricas de Precisão, Especificidade, Sensibilidade e Acurácia para a validação do método de segmentação. A eficiência do método pode ser evidenciada no cálculo do erro absoluto entre imagens segmentadas manualmente e de forma automática.

Table 1: Comparação entre classificação manual e automática e erro absoluto entre os dois métodos

Manual	Automática	Erro absoluto–
27.37%	29.81%	2.45%
32.31%	34.09%	1.78%
4.80%	7.43%	2.63%
1.22%	2.25%	1.04%
3.30%	5.17%	1.87%

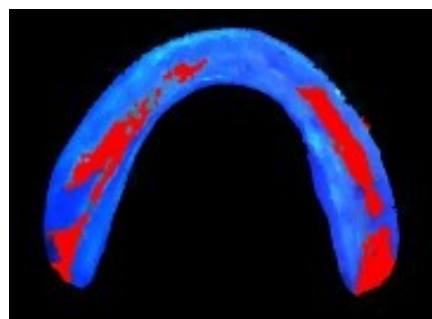


Figure 1: Imagem segmentada automaticamente.

**Conclusions:** O método mostrou-se altamente eficaz em imagens com bom contraste e boa demarcação do biofilme. Sendo assim, uma ótima ferramenta de apoio ao profissional. Com

isso, acredita-se que estudos em produtos e procedimentos destinados ao controle de biofilme possam ser beneficiados, uma vez que o trabalho manual do especialista seria reduzido, tendo a quantificação do biofilme de forma mais rápida, eficiente e reprodutível.

**References:**

- Oliveira C. R., et al: Aspectos clínicos relacionados à estomatite protética. **2007**, 6(2), 51-54.
- Paranhos, H. d. F.O., et al: Comparative study of methods for the quantification of biofilm on complete dentures. **2004**, 18(3), 215-223.
- Paranhos, H. d. F.O., et al: Métodos de quantificação de biofilme em prótese total: revisão de literatura. **2004**, 33(4), 203-210.
- Silva, L. C. H., et al. Evaluation of a computerized method for denture biofilm quantification: Inter-Examiner Reproducibility. **2008**, 18, 332-336.
- Wang, M., Liu., et al. Superpixel segmentation: A benchmark Signal Processing: Image Communication. **2017**, 56, 28-39.

## COMPARAÇÃO DE CURVAS CARACTERÍSTICAS DE IMAGENS PÓS-PROCESSADAS E *RAW* GERADAS POR SISTEMAS ELETRONICOS DE AQUISIÇÃO DE IMAGENS DIGITAIS EM MAMOGRAFIA

Paiva Santos, Carolina; Schiabel, Homero

Departamento Engenharia Elétrica e de Computação – Escola de Engenharia de São Carlos/USP, São Carlos (SP)

contato: [carolinapsantos@usp.br](mailto:carolinapsantos@usp.br)

**Introdução:** O contraste se destaca entre os fatores que afetam a detecção e classificação de lesões suspeitas em uma imagem mamográfica. Conhecer como se comporta a curva característica do sistema de registro - relacionando sua resposta com a intensidade de radiação incidente – é relevante para análise desse contraste, pois pode permitir elaborar ferramentas computacionais para melhoria da qualidade da imagem. Este trabalho trata de uma investigação comparativa das curvas características de imagens pós-processadas e *raw* obtidas nos atuais sistemas eletrônicos de registro da imagem mamográfica digital gerada por sistemas mamográficos DR.

**Materiais e Métodos:** A parte experimental consistiu na exposição de um simulador antropomórfico de mama Nuclear Associates modelo 18-226 (*phantom Rachel*) que possui, ao lado da mama simulada, uma pequena estrutura baseada em uma escala de alumínio para verificação da variação dos níveis de intensidade de radiação. Os testes envolveram equipamentos DR da GE (um Senographe 2000D e um Essential), e da Hologic (um Selenia e um Dimensions). Uma vez identificado cada degrau da escala de cinza, foi calculada a média dos pixels da área selecionada, utilizando-se o *software ImageJ*, o que possibilitou o registro da resposta do sistema de registro correspondente à intensidade de raios X recebida.

**Resultados:** Para cada imagem adquirida, foi calculada a média dos valores (níveis de cinza) dos pixels de cada degrau da escada sensitométrica do simulador. A partir disso, foram levantadas as curvas características tanto das imagens *raw* como das respectivas imagens pós processadas relacionando os níveis de cinza em função dos “degraus” (Fig. 1 e 2).

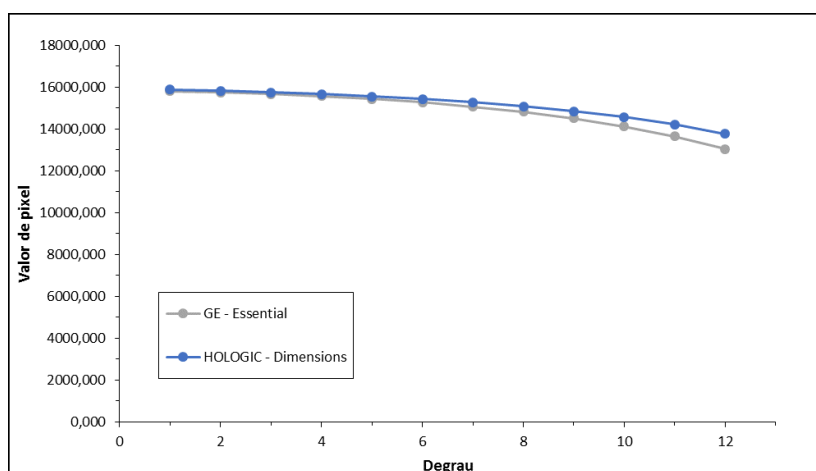


Figura 1: Curvas características da imagem *raw* da GE - Essential e HOLOGIC – Dimensions

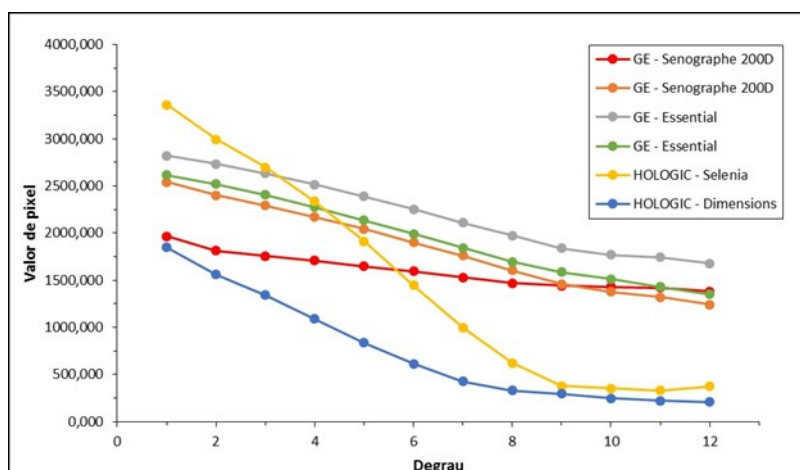


Figura 2: Curvas características da imagem processada de diversos sistemas eletrônicos de registro.

A Tabela 1 a seguir mostra um exemplo das respectivas equações extraídas dos gráficos levantados, considerando um equipamento GE Essential.

Tabela I: Equações das curvas características obtidas para um mamógrafo GE-Essential.

RAW	$Y = -0,2078x^4 + 2,7557x^3 - 32,144x^2 + 1,1342x + 15657$
PROCESSADA	$Y = -0,0615x^4 + 2,5137x^3 - 29,183x^2 - 13,146x + 2649,5$

**Conclusão:** A partir dos resultados obtidos é possível notar que os sistemas eletrônicos de registro para a imagem mamográfica digital possuem curvas características de imagens pós-processadas com comportamentos diferentes, tanto considerando diferentes fabricantes quanto entre modelos do mesmo fabricante. No entanto, o mesmo não ocorre na observação do perfil das curvas características das imagens *raw*: equipamentos de diferentes fabricantes possuem perfis gráficos similares. Isso indica que os comportamentos de resposta das placas sensoras são equivalentes, ainda que a extensão de valores possa diferir. No gráfico da Fig. 1, é possível notar também que a curva característica relacionada ao equipamento GE- Essential representa uma gama menor variação de contraste em comparação com a representada pela curva do HOLOGIC-Dimensions, por exemplo. Isso é resultante de diferentes tipos de pós-processamento embutidos por cada fabricante no sistema de aquisição do arquivo-imagem de saída de cada equipamento. Estes resultados depreendem a necessidade de continuação dessa investigação na identificação prática dos diferentes tipos de pós-processamento utilizados, e comparação das diferenças de qualidade de contraste na imagem apresentada para o laudo radiológico.

#### Referências:

GOES, R.F.; SCHIABEL, H.: Computational adjust technique to digitalmammographic images based on digitize characteristic curve, **J. Electronic Imag.**, v. 17, n. 4, p. 043012-1 – 043012-9, 2008. (doi: 10.1117/1.3013544).

MARQUES DA SILVA, A.M.; PATROCÍNIO, A.C.; SCHIABEL, H.: Processamento e análise de imagens médicas. **Rev. Bras. Fís. Méd.**, v. 13 (1), p. 34-48, 2019 (doi: 10.29384/rbfm.2019.v13.n1.p34-48).

## **AValiação DA INTEGRIDADE DO NERVO TRIGÊMEO E SUA ASSOCIAÇÃO COM O ENVELHECIMENTO SAUDÁVEL: UM ESTUDO POR RESSONÂNCIA MAGNÉTICA. UM ESTUDO PILOTO.**

Arruda E.R.<sup>1\*</sup>, Salmon C. E. G.<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Neurociências e Ciências do Comportamento, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo-FMRP-USP –

<sup>2</sup>Departamento de Física, Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo-FFCLRP-USP

contato: [duarruda@usp.br](mailto:duarruda@usp.br)

**Introdução:** O nervo trigêmeo é o maior nervo craniano e forma o V par de nervos cranianos. Devido a sua extensa área de distribuição nervosa, múltiplas doenças podem afetá-lo em diferentes regiões ao longo de sua extensão [1].

A doença mais comum é a neuralgia do trigêmeo [2], caracterizada por uma dor intensa, unilateral, normalmente do lado direito da face, acometendo em sua maioria mulheres com mais de 50 anos, embora possa afetar adultos de todas as idades [3]. A explicação mais aceita a respeito da etiologia da neuralgia do trigêmeo clássica, o tipo mais comum, é que o nervo sofre uma compressão na zona de entrada da raiz pelos vasos sanguíneos [3]. Porém, existem fortes evidências mostrando muitos pacientes que sofrem com a neuralgia do trigêmeo clássica e que não apresentam compressão neurovascular, sugerindo que a causa da neuralgia pode estar associada diretamente ao nervo [4].

A imagem por tensor de difusão é a técnica de ressonância magnética que permite a identificação de feixes axonais na substância branca cerebral mediante a avaliação da integridade microestrutural dela através das diferentes métricas de difusão: anisotropia fracionada (FA), difusividade média (MD), difusividade axial (AD) e difusividade radial (RD). Assim, o objetivo primário desse trabalho é procurar estabelecer um padrão de normalidade durante o processo de envelhecimento saudável, verificando a assimetria através dos valores de FA das fibras do nervo trigêmeo e regiões de interesse pré-definidas bilateralmente, correlacionando esses valores com as idades de indivíduos, homens e mulheres, sem doença relacionada ao nervo trigêmeo e verificar como se comporta a integridade das fibras trigeminais ao longo dos anos. Esse padrão poderá ser comparado com os valores de FA observados nos estudos de doenças relacionadas ao nervo trigêmeo.

**Materiais e Métodos:** Serão considerados nesse estudo dois grupos de indivíduos saudáveis sendo 100 homens e 100 mulheres na faixa etária de 22 a 60 anos de idade. Usaremos dados de difusão de ressonância magnética disponíveis no banco de dados do Human Connectome Project, HCP (<https://www.humanconnectome.org>) (Van Essen et al., 2013).

Através do software MRtrix3, que é um pacote de software multiplataforma de código aberto que serve para o processamento, análise e visualização de imagens médicas sendo voltado principalmente para investigação do cérebro usando imagens de difusão de ressonância magnética (Tournier et al., 2019), geramos os mapas de anisotropia fracionada e por fim calculamos os valores de FA, bilateralmente em todo o nervo e em cada região de interesse.

Com esses valores de FA, determinamos a assimetria, do nervo e das regiões estabelecidas através da equação:  $A = (FAd - FAe)/(FAd + FAe)$ , sendo A, o valor da assimetria; FAd, o

valor da anisotropia fracionada referente ao nervo trigêmeo e suas regiões do lado direito; FAe o valor da anisotropia fracionada referente ao nervo trigêmeo e suas regiões do lado esquerdo.

**Resultados e Discussões:** Como esse trabalho se trata de um estudo piloto, apresentaremos aqui os resultados parciais dos valores de assimetria obtidos através da análise de dados de 15 indivíduos, 9 mulheres e 6 homens todos na faixa etária de 26-30.

Tabela 1. Valores de assimetria do nervo trigêmeo e das regiões: zona de entrada da raiz, cisterna e Caverna de Merckel

	Assimetria Média (DP)	Mulheres	Assimetria Homens (DP)	Média
Nervo trigêmeo	0,07 (0,06)		0,07 (0,06)	
Zona de entrada da raiz	0,04 (0,02)		0,04 (0,02)	
Cisterna	0,08 (0,09)		0,09 (0,07)	
Caverna de Merckel	0,15 (0,14)		0,2 (0,06)	

**Conclusões:** Ainda não podemos fazer afirmações sobre o objetivo principal deste trabalho, pela quantidade de dados ainda ser pequena. Nossa meta é estudar 100 homens e 100 mulheres em diferentes faixas etárias e então correlacionar os valores de assimetria com essas faixas etárias, na tentativa de que haja um padrão de normalidade para o nervo trigêmeo.

### Referências Bibliográficas

- Xie G et al. Anatomical assessment of trigeminal nerve tractography using diffusion MRI: A comparison of acquisition b-values and single- and multi-fiber tracking strategies. *NeuroImage: Clinical*, 2020; 25: 102160.
- DeSouza DD et al. Abnormal trigeminal nerve microstructure and brain white matter in idiopathic trigeminal neuralgia. *Pain*, 2014; 155: 37-44.
- Tohyama S et al. Brainstem trigeminal fiber microstructural abnormalities are associated with treatment response across subtypes of trigeminal neuralgia. *Pain*, 2021; 162: 1790-1799.
- DeSouza DD et al. Structural magnetic resonance imaging can identify trigeminal system abnormalities in classical trigeminal neuralgia. *Frontiers in Neuroanatomy*, 2016; 10: Article 95



## PREDIÇÃO DA PERCEPÇÃO HUMANA SUBJETIVA DO TEMPO A PARTIR DE IMAGEM POR RESSONÂNCIA MAGNÉTICA FUNCIONAL

de Souza *E. A.*<sup>1</sup>, Salmon *C. E. G.*<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Physics (InBrain Lab) – Universidade de São Paulo

contact: [erick\\_almeida@usp.br](mailto:erick_almeida@usp.br)

**Introdução:** A percepção do tempo é uma das componentes essenciais que compõem as diversas características da percepção humana e pode ser enviesada por diferentes estímulos do dia-a-dia que causam variações substanciais em relação ao tempo real. A imagem por ressonância magnética funcional (IRMf) é uma ferramenta que vem sendo usada para estudar as bases neurais da percepção temporal humana [Sherman et al. (2022)]. Neste trabalho pretendemos identificar as regiões/redes cerebrais relevantes para esta predição e testar a hipótese de que o tempo estimado pode ainda ser predito diretamente das séries temporais da IRMf num experimento envolvendo dois tipos de vídeos silenciosos com duração variável.

**Materiais e métodos:** No estudo de Sherman et al. (2022), o conjunto de dados é composto por 40 indivíduos jovens saudáveis. Durante a aquisição das imagens os indivíduos assistiram a vídeos silenciosos de duração variável (8, 12, 16, 20 e 24 segundos). Metade dos vídeos retratavam cenas movimentadas da cidade com muitas coisas acontecendo e a outra metade, cenas de escritório com uma inatividade relativa. Para cada vídeo, o indivíduo reportou a duração subjetiva a partir de uma escala visual na faixa de 0-40 segundos. Partimos das imagens por ressonância magnética funcional (IRMf) pré-processadas (disponíveis em <https://osf.io/2zqfu>) para extrair o número de eventos salientes acumulados por cada modelo/região (visual, auditivo e somatossensorial) e por cada camada hierárquica e avaliar a sua relação com o viés de duração, calculado a cada tentativa  $k$  e que representa a diferença relativa entre cada duração estimada e a estimativa média do participante para determinada categoria de duração  $t$ . Para se obter os valores de duração dos vídeos apresentados a partir da intensidade do pixel nas IRM, aplicou-se um modelo de regressão SVR, implementado em *python*. Este modelo foi aplicado de forma separada em cada região segmentada e a variável de entrada foi o número de eventos salientes acumulados para cada participante e em cada tentativa. A performance geral dos resultados da predição foi avaliada a partir do coeficiente de correlação de Pearson ( $r$ ) e de modelos lineares simples (regressão) e mistos; neste último caso usando a variável cena (cidade/escritório) como efeito fixo.

**Resultados (parciais):** A duração do vídeo apresentada foi predita a partir de eventos salientes em todos os três modelos hierárquicos em um grau similar ( $\bar{r}_{\text{visual}} = 0.95$ ;  $\bar{r}_{\text{auditiva}} = 0.97$ ;  $\bar{r}_{\text{somatossensorial}} = 0.96$ ). A partir do modelo linear misto, mostramos que o modelo da região visual é o único que consegue discriminar os tipos de vídeo:  $M \pm SE_{\text{diff}} = 4.22 \pm 0.53$  (viés de duração, %), 95% CI [3.17, 5.26],  $\chi^2(1) = 83.88$ ,  $p < 0.001$  (Figura 1). Usando regressão simples também mostramos que os vieses de duração obtidos pelo modelo visual estão correlacionados com os vieses de duração originais:  $\beta = 0.02 \pm 0.008$ ,  $\chi^2(1) = 5.62$ ,  $p = 0.018$ . Os modelos auditivo e somatossensorial não reproduzem nenhum desses resultados, o que é esperado já que os estímulos do experimento são apenas visuais (vídeos silenciosos).

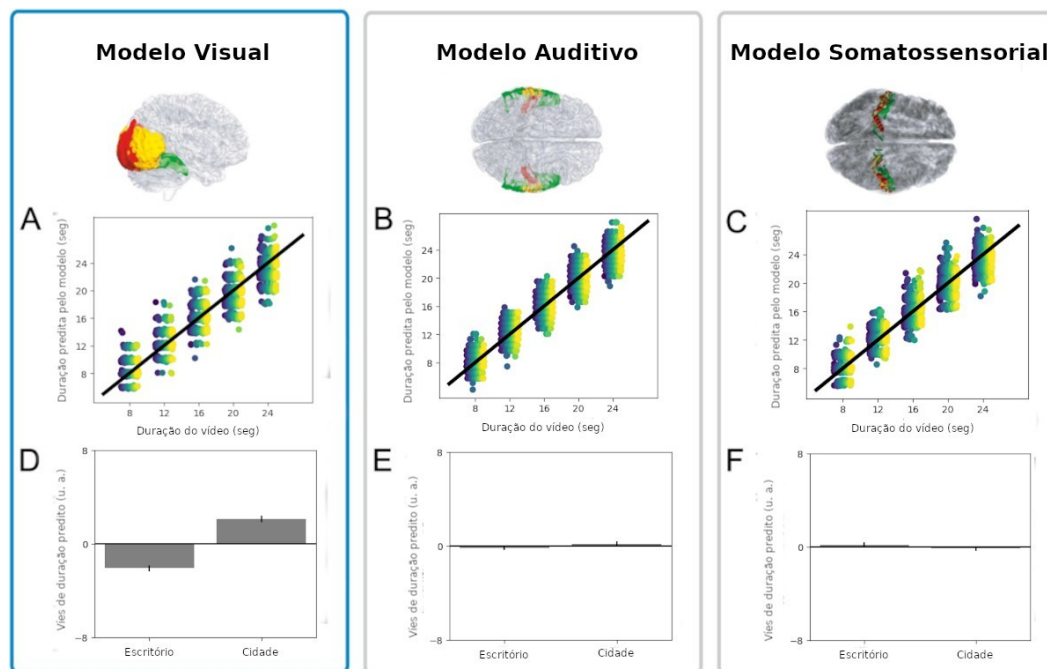


Figura 1: (A-C) Associação entre a duração real do vídeo apresentado e as durações previstas pelos modelos das regiões visual, auditiva e somatossensorial. As cores diferenciam os participantes e cada ponto representa um vídeo apresentado. (D-F) Viés de duração estimado pelo modelo em função do tipo de vídeo para os modelos visual, auditivo e somatossensorial.

**Conclusão:** Conseguimos replicar com sucesso os principais resultados obtidos no trabalho de Sherman et al. (2022): predizemos a duração real dos vídeos com elevada acurácia a partir dos eventos salientes extraídos das IRMf e mostramos que apenas o modelo visual foi capaz de discriminar entre os tipos de vídeo e de reproduzir os vieses de duração originais. Estes achados sugerem que as IRMf contêm informação, mesmo que codificada, associada à nossa percepção do tempo.

**Referências:**

Sherman M., et al: Trial-by-trial predictions of subjective time from human brain activity. 2022, PloS Comput Biol 18(7): e1010223.

## ASSESSMENT OF U-NET IN THE SEGMENTATION OF SHORT TRACTS: TRANSFERRING TO CLINICAL MRI ROUTINE

Konell *H. G.*<sup>1</sup>, dos Santos *A. C.*<sup>2</sup>, Salmon *C. E. G.*<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Physics - University of São Paulo

<sup>2</sup>Department of Medical Imaging, Hematology and Clinical Oncology - University of São Paulo

contact: [hohana.konell@usp.br](mailto:hohana.konell@usp.br)

**Introduction:** Accurately studying structural connectivity requires precise tract segmentation strategies. The U-Net network has been widely recognized for its exceptional capacity in image segmentation tasks. It has demonstrated remarkable results in segmenting large tracts using high-quality diffusion-weighted imaging (DWI) data. The objective of this work was to evaluate the capability of the U-Net network in segmenting short tracts using DWI data acquired in different experimental conditions.

**Methods:** To accomplish this, we conducted three different types of training experiments with a total of 350 healthy subjects and 11 white matter tracts. In the first experiment, the model was exclusively trained using the high-quality data from the Human Connectome Project dataset. The second experiment focused on images of healthy subjects acquired from a local hospital dataset. In the third experiment, a hybrid training approach was employed, combining images from both the HCP and local hospital datasets.

**Results and Discussions:** The outcomes of the third experiment demonstrated a notable enhancement in performance when contrasted with the preceding trials (Figure 1). Specifically, the short tracts within the local hospital dataset achieved dice scores ranging between 0.60 and 0.75. Similar intervals were obtained with HCP data in the first experiment and a substantial improvement compared to the scores of 0.37 and 0.50 obtained with the local hospital dataset at the same experiment.

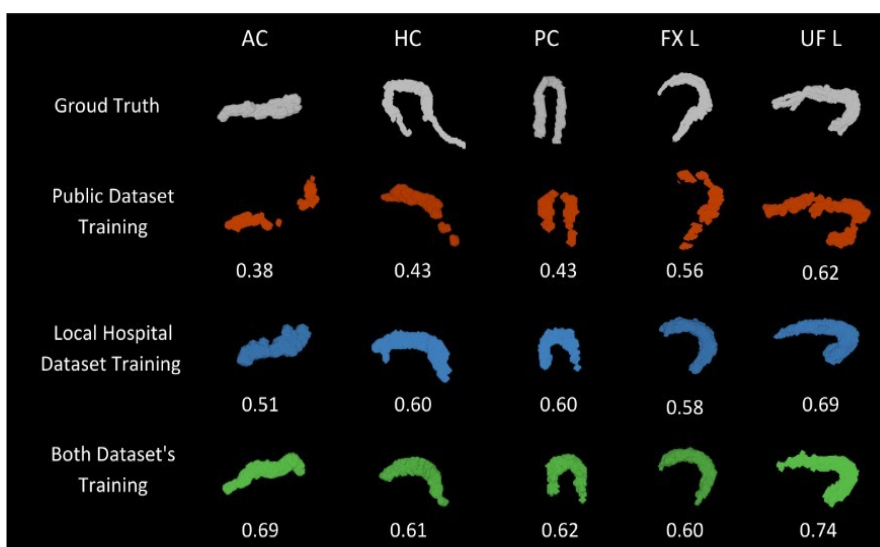


Figure 1: Qualitative results of one random subject from the local hospital dataset.

**Conclusion:** This outcome strongly indicates that the fusion of datasets from various sources, coupled with resolution standardization, significantly fortifies the neural network's capacity to generalize predictions across a spectrum of datasets.

**References:**

Wasserthal, J., *et al*: TractSeg - Fast and accurate white matter tract segmentation. **Neuroimage**. v. 183, 2018.

## ANÁLISE MERCADOLÓGICA DE EQUIPAMENTOS DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA EM LICITAÇÕES PÚBLICAS NO BRASIL

Silva. I.H, Carneiro. P. C, Patrocínio. A. C

Faculdade de Engenharia Elétrica - Universidade Federal de Uberlândia

contact: [igor.hsilva321@gmail.com](mailto:igor.hsilva321@gmail.com)

**Introdução:** A procura por equipamentos de tomografia computadorizada (TC) teve um pico com o advento da COVID-19 e seguiu-se forte mesmo após o encerramento da pandemia. A tomografia tem o chamado "padrão ouro" para análise pulmonar (SOFFER, 2021), e também vem se mostrando cada vez mais importante para a área cardiovascular. Em equipamentos de alta complexidade como Tomógrafos Computadorizados, existem vários componentes a serem considerados, tais como: propriedades físicas e mecânicas, fabricantes, valores, normas e legislações que regulamentam as atividades da prática clínica com este equipamento. Quando fala-se do seu uso e aquisição no setor público brasileiro, existem ainda, mais questões a serem consideradas. As licitações tem um propósito de sempre adquirir a melhor tecnologia dada certa verba, a lei nº 8.666 e a nova lei de licitações nº 14.133/2021, mostraram-se indispensáveis, entretanto, em um mar de equipamentos de diferentes valores e diferentes propósitos, tem-se hoje textos editalícios corretos ? Quais seriam as principais características a serem levadas em conta para a aquisição de uma tomografia computadorizada dada às necessidades clínicas ? Procurou-se responder estas questões a fim de propor melhorias no processo de aquisição de aparelhos de TC no mercado público brasileiro.

**Materiais e Métodos:** Neste trabalho, procurou-se esclarecer cada uma das características de uma TC, utilizando como referência artigos atuais, também comparou-se 57 equipamentos das principais fabricantes do mercado, onde suas propriedades foram obtidas pelos respectivos *datasheets*. Por fim, adentrou-se em uma discussão sobre a eficácia do modelo atual de licitações quando se tem em foco os aparelhos de TC, tendo em vista 30 dos editais concluídos nos anos de 2022 e 2023, os objetivos clínicos do equipamento e textos padrão da plataforma de Sistema de Informação e Gerenciamento de Equipamentos e Materiais Permanentes Financiáveis para o SUS (SIGEM).

**Resultados:** Dos 57 equipamentos analisados nenhum apresentou características idênticas a outro, entretanto, vários dos equipamentos apresentam características semelhantes em determinado segmento e alguns valores de propriedades comumente se repetem ou se aproximam. Um exemplo pode ser visto na Tabela 1.

**Tabela 1: Características mais comuns**

Característica	Número de equipamentos
Tubo com 3.5 MHU ou menos	8
Tubo entre 3.5 até 7.0 MHU	20
Tubo com 7.0 MHU ou mais	29

16 fileiras físicas de detectores	9
64 fileiras físicas de detectores	19
Tempo de rotação 0.35 segundos ou menor	34

As características acima delimitam muito do que clinicamente é o escopo do tomógrafo. O MHU por exemplo é a medida de quanto calor o tubo, principalmente o ânodo, pode armazenar, tomógrafos com 3.5 MHU e 16 fileiras físicas costumam ser utilizados para aplicações de rotina, tomógrafos entre 3.5 e 7 MHU são para clínicas com altas demandas a partir de 7 MHU temos os TC de aplicações avançadas como por exemplo cardiologia avançada, para esta aplicação, em especial, recomenda-se um tempo de rotação de 0.35 segundos ou menor e pelo menos 32 fileiras físicas com uma maior recomendação de 64. Com todas essas características, foi avaliado em 30 editais dos anos de 2022 e 2023 as mais mencionadas, e em seguida, comparando com o texto do SIGEM, pode-se ter noção do quanto o texto padrão é utilizado, o resultado se mostrou inusitado, não houve nenhum edital avaliado que utilizasse o texto exato da plataforma, que se mostra defasado em relação às TC atuais.

**Conclusões:** Com a comparação feita entre os textos editalícios e o texto referência da plataforma governamental SIGEM, ficou evidente que atualmente o texto da plataforma se mostra defasado em relação às tecnologias e aplicações clínicas atuais. A utilização do texto é desejada, mas não obrigatória, isso pode acarretar textos editalícios consideravelmente melhores dos que os da plataforma, mas o contrário também ocorre, é extremamente comum que textos editalícios sejam múltiplas vezes revisados durante um certame e editais "fantasmas" (onde nenhuma instituição participa) ocorram, em situações como esta, o risco é grande e os órgãos públicos por muitas vezes podem vir a adquirir equipamentos de qualidade inferior ao que seria necessário para o atendimento correto da população. Características inerentes de cada equipamento que devem ser levadas em conta na confecção de um texto editalício justo e competitivo, seguindo tanto o que está escrito tanto na lei nº 8.666, quanto na nova lei nº 14.133 de licitações públicas. Fica claro, a necessidade de profissionais especializados na confecção do certame, nenhum fator clinicamente decisivo deve ser esquecido, os pregoeiros devem estar sempre preparados e a melhor modalidade de pregão deve sempre ser escolhida.

**Referências:** SOFFER, S. et al. Deep learning for pulmonary embolism detection on computed tomography pulmonary angiogram: a systematic review and meta-analysis. *Scientific reports*, v. 11, n. 1, p. 15814, 2021.

## AVALIAÇÃO DE METODOLOGIA PARA REALCE DE NÓDULOS EM IMAGENS DE MAMAS DENSAS

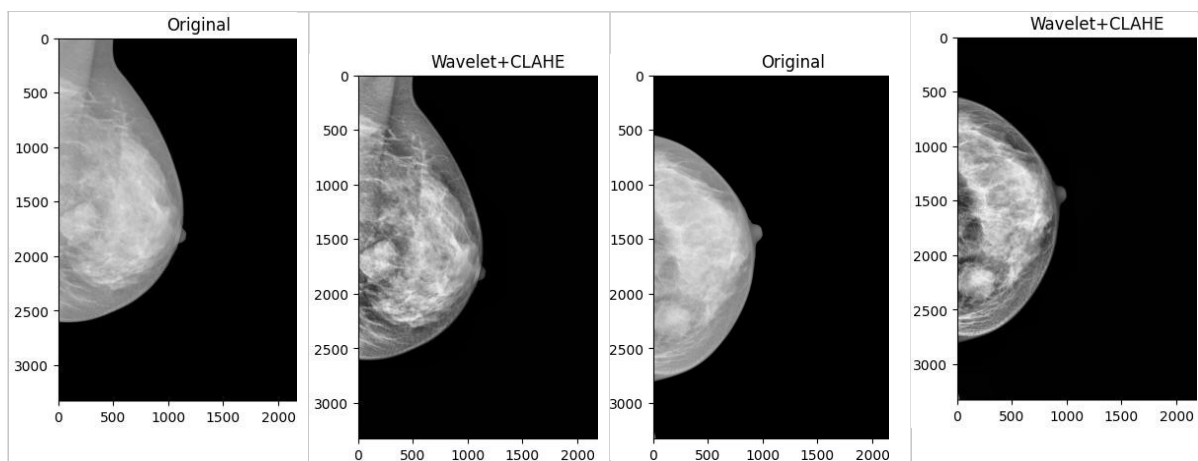
Igor Miranda, Pedro Cunha Carneiro, Ana Claudia Patrocínio Laboratório de Engenharia Biomédica - Universidade Federal de Uberlândia

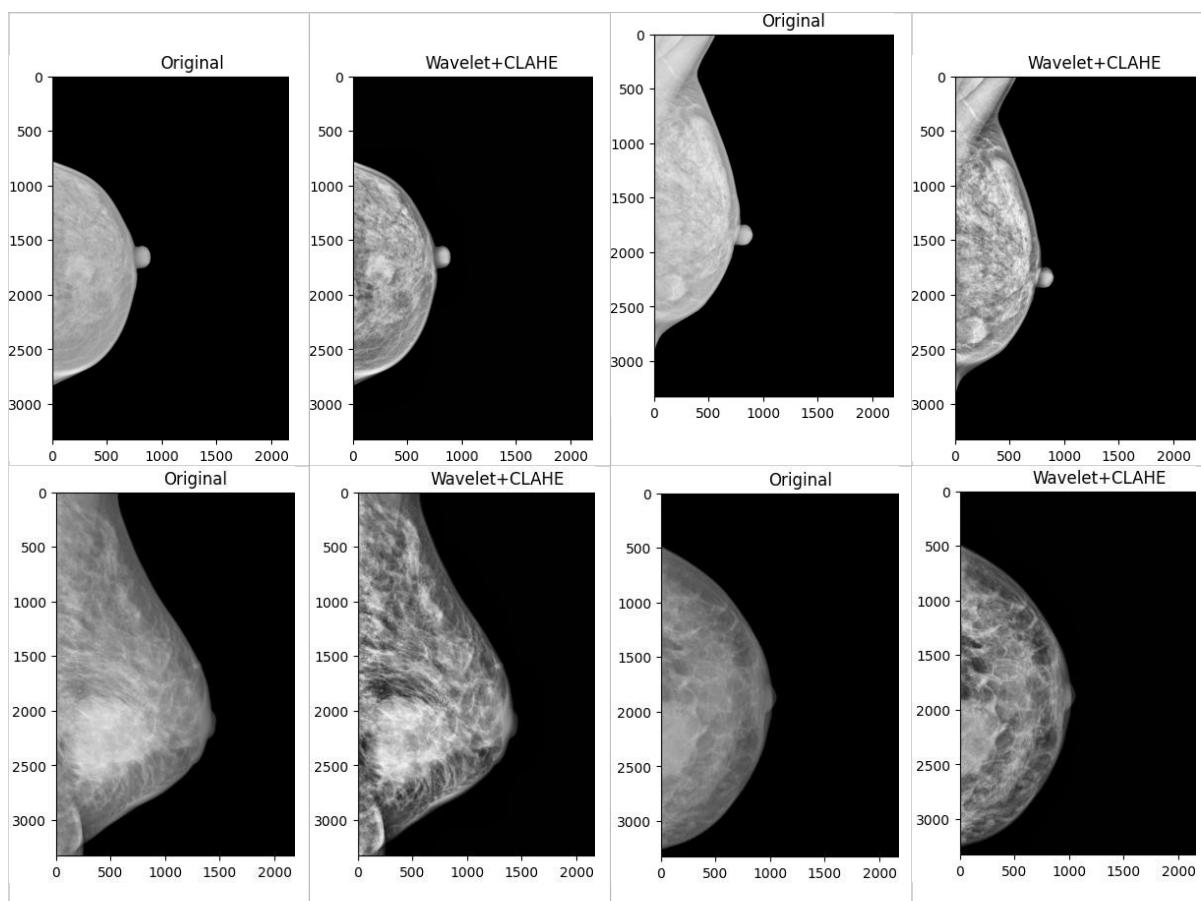
Contato: [igor.miranda@ufu.br](mailto:igor.miranda@ufu.br)

**Introdução:** O câncer de mama é uma doença que afeta milhões de mulheres em todo o mundo [1]. Nesse contexto, o diagnóstico por imagens é fundamental para um tratamento eficaz e uma recuperação mais rápida. Dessa forma, será utilizada uma metodologia de realce de contraste previamente desenvolvida pelo grupo [2], que utiliza *Wavelet* e a CLAHE. Este trabalho tem o objetivo de avaliar o método no realce de nódulos em mamas densas.

**Materiais e Métodos:** Para o trabalho foram usadas 12 imagens em formato DICOM de mamas densas contendo nódulos, provenientes do banco digital INbreast [3]. Nessas imagens, foi aplicada a metodologia de Carneiro [2] que promove o denoising da imagem por transformada *Wavelet* e depois aplica a CLAHE em apenas uma componente dessa transformada, para que ocorra o realce de contraste.

**Resultados:** A Figura 1 apresenta alguns exemplos das imagens originais e imagem após o processamento proposto, respectivamente. Visualmente, foi possível perceber um aumento de contraste das estruturas mamárias com a aplicação da *Wavelet* e CLAHE em relação a imagem original, onde os nódulos foram realçados e podem ser melhor definidos quanto as bordas e formas.





**Figura 1-Pares de imagens originais (à esquerda) e após o processamento digital (à direita), aplicando a Transformada Wavelet juntamente com a CLAHE.**

**Conclusão:** Imagens de mamas densas apresentam uma maior dificuldade de diagnóstico, pois a alta predominância de tecido fibroglandular pode obscurecer a presença de achados, como nódulos. A partir deste trabalho, ainda em desenvolvimento, é possível verificar que a metodologia [2] realmente aumenta o contraste, segundo análise visual. Porém, é imprescindível que métricas quantitativas sejam calculadas, como etapas seguintes, além de testar maior número de imagens, evidenciando e comprovando este aumento de contraste promovido pela metodologia.

**Referência:**

“Breast Cancer | Breast Cancer Information & Overview.” *Cancer.org*, 2023, [www.cancer.org/cancer/breast-cancer.html](http://www.cancer.org/cancer/breast-cancer.html). Accessed 29 Mar. 2023.

CARNEIRO, Pedro Cunha et al. Proposta de metodologia para realce de contraste em imagens de mamas densas utilizando decomposição multiescala com transformada discreta wavelet. 2019.205p.

DA COSTA JUNIOR, Carlos Alberto. Propostade uma metodologia para suavização de ruído em imagens mamográficas de mamas densas. 2019.76p.

MOREIRA, I. C. et al. INbreast: toward a full-field digital mammographic database. *Academic Radiology*, v. 19, n. 2, p. 236-248, 2012.



## MAPEAMENTO DA VASORREATIVIDADE CEREBRAL SEM ESTÍMULO VASOATIVO: UMA APLICAÇÃO EM DOENÇA DE ALZHEIMER

Ferreira, I. C<sup>1</sup>; Leoni, R. F<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Física da FFCLRP - Universidade de São Paulo

contato: [isadoracamargoferreira@usp.br](mailto:isadoracamargoferreira@usp.br)

**Introdução:** A Doença de Alzheimer (DA), neurodegenerativa, pode gerar um quadro de demência. Os diagnósticos mais comuns de DA incluem atrofia cerebral causada por morte neuronal, principalmente redução do volume do hipocampo e lobo temporal medial, responsáveis pela memória [1]. Embora a etiologia ainda não seja bem estabelecida, estudos apontam crescente apoio à hipótese vascular, em que alterações na hemodinâmica cerebral podem ser observadas antes mesmo dos sintomas clínicos da doença [2].

Há evidências de que portadores de DA apresentam alterações na vasorreatividade cerebral (CVR) [3], uma característica da musculatura lisa dos vasos sanguíneos cerebrais de dilatar ou contrair em resposta a alterações metabólicas ou a estímulos vasoativos. A CVR pode ser avaliada utilizando imagens por ressonância magnética (MRI) baseadas no contraste dependente da oxigenação do sangue (BOLD) combinadas com um estímulo vasoativo (hipercapnia). Porém, estudos recentes reportaram uma metodologia para avaliar CVR em repouso [4]. Desta forma, o objetivo deste estudo é avaliar a atrofia cerebral, global e regional, e a CVR em repouso de pacientes com DA, e correlacionar os achados estruturais e hemodinâmicos.

**Materiais e Métodos:** Foi utilizado o banco de dados Open Access Series of Imaging Studies 3 (OASIS-3), que contém sujeitos cognitivamente normais e com declínio cognitivo, incluindo DA. Foram selecionados pacientes com diagnóstico de DA com base nas escalas “*Clinical Dementia Rating*” (CDR) e o teste “*Mini-Mental State Examination*” (MMSE) e que possuíam neuroimagem no máximo 6 meses até o diagnóstico clínico. Foram excluídos pacientes com outras doenças neurológicas. O grupo clínico final consistiu de 57 pacientes (idade média de  $74 \pm 9$  anos, 34 homens e 23 mulheres;  $CDR \geq 1$ ). 57 participantes sem DA compuseram o grupo controle (idade média:  $75 \pm 8$  anos, 33 homens e 24 mulheres;  $CDR = 0$ ).

Para a atrofia cerebral, foi selecionado dentro desse grupo, os sujeitos que possuíam a segmentação das imagens ponderadas em T1 feita pelo FreeSurfer: 48 pacientes com diagnóstico de DA ( $76 \pm 8$  anos, 27 homens e 21 mulheres;  $CDR \geq 1$ ) e 48 participantes sem DA ( $76 \pm 8$  anos, 26 homens e 22 mulheres;  $CDR = 0$ ). O teste-t foi usado para comparar os volumes e espessuras corticais entre os grupos, considerando significância estatística para  $p < 0,05$ , corrigido para múltiplas comparações. As imagens de contraste BOLD foram pré-processadas usando o software Statistical Parametric Mapping (SPM): reorientação das imagens tendo a comissura anterior de cada indivíduo como referência; correção do tempo entre as fatias; correção do movimento da cabeça entre os volumes; coregistro com imagens estruturais ponderadas em T1; segmentação das imagens T1; normalização para o espaço padrão do Montreal Neurological Institute (MNI); e suavização espacial com filtro gaussiano de 6 mm de largura a meia altura nas três direções.

Para o mapeamento da CVR, estamos utilizando o Resting-State fMRI Data Analysis Toolkit (REST) e rotinas próprias escritas em MATLAB. Primeiramente, a série temporal de cada *voxel* da imagem é filtrada na faixa de frequência 0 - 0,1164 Hz [4], que tem correlação com a concentração de CO<sub>2</sub> no sangue. Em seguida, obtemos uma série temporal média considerando todos os voxels dentro do cérebro. Essa série é usada como regressor em um modelo de regressão linear, em que os dados são as séries temporais de cada voxels e o índice  $\beta$  nos dá a CVR.

**Resultados:** Observamos redução da espessura cortical em pacientes comparados ao grupo controle, tanto global ( $p = 0,001$ ), quanto regional (Figura 1a).

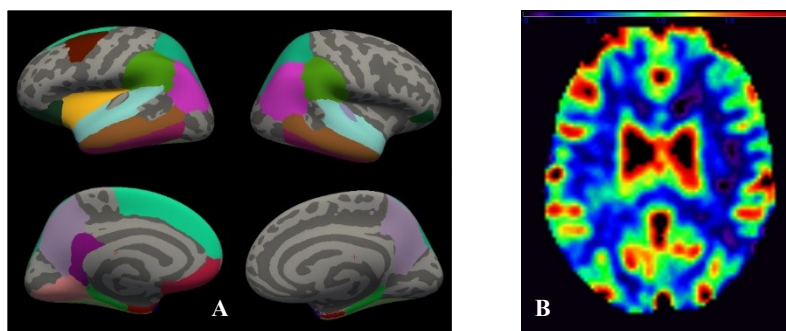


Figura 1: A) Redução da espessura cortical, bilateralmente, dos córtices entorrinais, fusiformes, parietais superiores e inferiores, temporais inferiores, médios e superiores, parahipocampais e supramarginais. Além da redução da espessura do cíngulo, orbitofrontais lateral e medial, lingual frontal superior e ínsula no hemisfério esquerdo. B) Mapa representativo de CVR.

A figura 1B mostra um mapa representativo de CVR, com bom contraste entre as substâncias cinzenta e branca, e valores mais alto na região cortical.

Pacientes com DA apresentam atrofia em regiões cerebrais relacionadas à atenção, reconhecimento de objetos, processamento de sons complexos, linguagem e memória. As próximas etapas deste projeto consistem em quantificar regionalmente o CVR e correlacionar com as alterações estruturais.

**Conclusões:** Pacientes com DA apresentam atrofia em regiões cerebrais relacionadas à atenção, reconhecimento de objetos, processamento de sons complexos, linguagem e memória. As próximas etapas deste projeto consistem em quantificar regionalmente o CVR e correlacionar com as alterações estruturais.

### Referências Bibliográficas

- [1] Viana G.M.C. *et al.* A neuroimagem no diagnóstico da doença de Alzheimer: uma revisão de literatura. *Revista Eletrônica Acervo Médico* 2022;12:e10050.
- [2] de la Torre, J. The Vascular Hypothesis of Alzheimer's Disease: A Key to Preclinical Prediction of Dementia Using Neuroimaging. *J Alzheimers Dis.* 2018;63(1):35-52.
- [3] Chen, J.J. Cerebrovascular-reactivity mapping using MRI: Considerations for Alzheimer's disease. *Front Aging Neurosci.* 2018 Jun 5;10:170.

[4] Liu, P. *et al.* Cerebrovascular reactivity mapping without gas challenges. *NeuroImage* 2017;146:320-326.

## MELHORIA DE IMAGENS FOTOACÚSTICAS COM APLICAÇÃO DA TÉCNICA DE RECONSTRUÇÃO DE COERÊNCIA ESPACIAL DE CURTA DURAÇÃO EM CONDIÇÃO DE BAIXA FLUÊNCIA ÓPTICA

Freire *J. E.\**, Fernandes *G. S. P.<sup>1</sup>*, Uliana *J. H.<sup>1</sup>*, Carneiro *A. A. O.<sup>1</sup>*, Pavan *T. Z.<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>Departamento de Física da FFCLRP - Universidade de São Paulo

contato: [joseefreire@usp.br](mailto:joseefreire@usp.br)

**Introdução:** A Imagem Fotoacústica (PAI) com matrizes de LEDs está se destacando devido ao seu baixo custo e portabilidade [1]. Devido à baixa fluência ótica, o uso de altas frequências de repetição de pulso (PRF) e médias de uma grande quantidade de quadros aprimoram a qualidade das imagens dos sistemas PAI com LEDs. A técnica de Reconstrução de Coerência Espacial de Curta Duração (SLSC) aprimora a relação sinal-ruído (SNR) das PAI em condições de baixa fluência ótica [2]. No entanto, o desempenho desta técnica ainda não foi avaliado no contexto de PAI utilizando LEDs. Este estudo compara o desempenho do SLSC em PAI com iluminação LED e o confronta com imagens convencionais via Transformada de Fourier (FFT).

**Materiais e Métodos:** O sistema AcousticX (Cyberdyne) foi utilizado para adquirir PAI com iluminação LED com comprimento de onda em 850 nm. Duas matrizes de LEDs foram acopladas a um transdutor linear de ultrassom com 128 elementos e frequência centrada em 7 MHz. A PRF de aquisição do sistema foi de 4 kHz e a fluência ótica estimada foi de 0,04 mJ/cm<sup>2</sup> [3]. As PAIs foram adquiridas de um material mimetizador de tecido com um vaso sem paredes (SEBS/TiO<sub>2</sub> -  $\mu_s = 12 \text{ cm}^{-1}$ ) [4][5], o vaso interno foi preenchido com um fluido mimetizador de sangue (solução de CuCl<sub>2</sub> -  $\mu_a = 5 \text{ cm}^{-1}$ ). Além disso, PAIs foram adquiridas de tubos de Teflon preenchidos com soluções de CuCl<sub>2</sub> posicionados entre duas camadas de tecido de porco. Os tubos continham diferentes concentrações de CuCl<sub>2</sub> (40 mg/mL, 20 mg/mL e 10 mg/mL, resultando em coeficientes de absorção ótica de 5 cm<sup>-1</sup>, 2,5 cm<sup>-1</sup> e 1,25 cm<sup>-1</sup>, respetivamente). Para um melhor acoplamento acústico, a amostra foi submersa em um tanque contendo água.

**Resultados:** A Fig. 1 apresenta imagem de ultrassom modo-B sobreposta com PAI do material mimetizador de tecido, enquanto a Fig. 2 exibe a sobreposição da imagem modo-B com PAI do arranjo experimental ex vivo dos tubos de teflon entre duas camadas de carne suína. As PAIs foram obtidas a uma taxa de quadros de 1 Hz, alcançada por meio da média de 3.968 quadros. A Tabela 1 mostra os valores de SNR em função da taxa de quadros adquiridos para os arranjos experimentais com o material mimetizador de tecido e com tubos de Teflon, onde a técnica SLSC mostrou uma melhor SNR em comparação com a FFT, por exemplo, para uma taxa de quadros de 10 Hz, o valor dessa diferença na SNR é de 13,64 dB na análise realizada com iluminação LED, além disso, observou-se um aumento expressivamente mais acentuado para taxas de quadros menores.

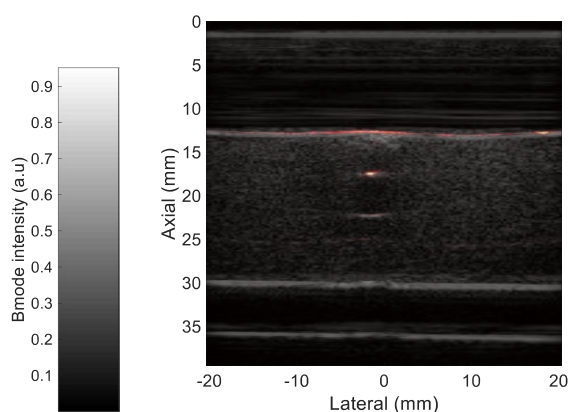


Figura 1: Imagem sobreposta modo-B/PA do material mimetizador de tecido.

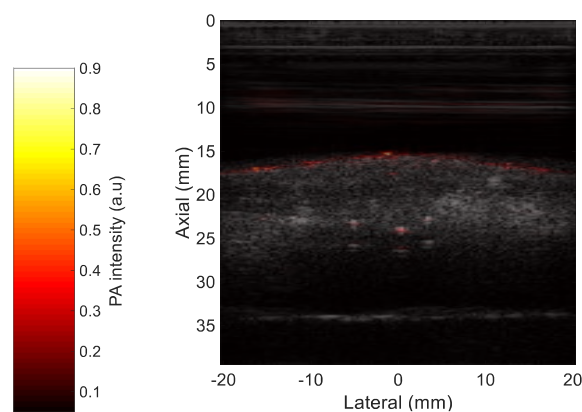


Figura 2: Imagem sobreposta modo-B/PA dos tubos de Teflon em tecido de porco.

Tabela 1: Diferença da SNR entre os métodos SLSC e FFT

Taxa de Quadros (Hz)	0,25	1	3	5	10	12	16	31	62
SNR (dB)	11,25	12,84	13,77	13,81	13,64	13,29	12,91	11,16	7,43

**Conclusão:** Ambos os métodos de reconstrução, FFT e SLSC, foram eficazes na reconstrução de PAI com iluminação LED. O método SLSC apresentou desempenho superior com maior SNR, especialmente para baixas taxas de quadros, mostrando-se promissor para condições de ambientes ruidosos. Os resultados sugerem que o SLSC é bastante útil para detecção de estruturas usando PAI com LED. De forma notável, um aumento no número de médias dos quadros adquiridos, correspondeu a níveis mais altos da SNR.

### Referências Bibliográficas

- [1] Y. Zhu, T. Feng, Q. Cheng, X. Wang, S. Du, N. Sato, J. Yuan, and M. Kuniyil Ajith Singh, "Towards clinical translation of led-based photoacoustic imaging: a review," *Sensors*, vol. 20, no. 9, p. 2484, 2020.
- [2] A. A. Nair, T. D. Tran, and M. A. L. Bell, "Robust short-lag spatial coherence imaging," *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, vol. 65, no. 3, pp. 366–377, 2017.
- [3] S. Agrawal, M. Kuniyil Ajith Singh, K. Johnstonbaugh, D. C. Han, C. R. Pameijer, and S.-R. Kothapalli, "Photoacoustic imaging of human vasculature using led versus laser illumination: A comparison study on tissue phantoms and in vivo humans," *Sensors*, vol.21, no. 2, p. 424, 2021.
- [4] L. C. Cabrelli, P. I. Pelissari, A. M. Deana, A. A. Carneiro, and T. Z. Pavan, "Stable phantom materials for ultrasound and optical imaging," *Physics in Medicine & Biology*, vol. 62, no. 2, p. 432, 2016.
- [5] L. C. Cabrelli, J. H. Uliana, L. B. da Cruz Junior, L. Bachmann, A. A. Carneiro, and

T.Z. Pavan, “Glycerol-in-sebs gel as a material to manufacture stable wall-less vascular phantom for ultrasound and photoacoustic imaging,” *Biomedical Physics & Engineering Express*, vol. 7, no. 6, p. 065015, 2021.

## TESTE DINÂMICO DE ACEITAÇÃO EM MÁQUINA SPECT/CT DISCOVERY NM 830 CONFORME A QUALITY ASSURANCE PARA SISTEMAS SPECT

Melo, K.<sup>1</sup>, Cesário M.<sup>1</sup>, Miranda A.<sup>1</sup>, Oliveira M.<sup>2</sup>, Sims J.A.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Centro de Engenharia, Modelagem e Ciências Sociais Aplicadas - Universidade Federal do ABC

<sup>2</sup>DNMMI, Instituto do Coração, Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo  
contacto: [john.sims@ufabc.edu.br](mailto:john.sims@ufabc.edu.br)

**Introdução:** O sucesso clínico do SPECT depende de um rigoroso programa de controle de qualidade. A garantia da funcionalidade básica dos equipamentos de medicina nuclear contribui para moldar imagens de diagnóstico de alta qualidade: a uniformidade, ruído e presença de artefatos são avaliados qualitativamente pela inspeção de imagens (Yandrapalli et. al., 2020). Os testes de aceitação são necessários para garantir a qualidade da aquisição de imagens pelo equipamento (IAEA, 2009) porém podem ocupar um tempo considerável dos físicos médicos dentro da rotina clínica, que não possuem softwares adequados para automatizar os cálculos necessários. O objetivo deste trabalho foi desenvolver software para testes de aceitação conforme a *Quality Assurance* para sistemas SPECT (IAEA, 2009), assim liberando o físico médico e assegurando e garantindo a conclusão dos testes.

**Materiais e Métodos:** As imagens foram adquiridas com o equipamento SPECT - Discovery NM 830. O equipamento possui dois detectores, Det1 e Det2, em que foram realizados todos os testes. Os modos de aquisição foram: (1) dinâmico intrínseco - sem empregar o colimador *low energy high resolution* (LEHRS) - com uso de uma fonte radioativa de Tecnécio-99m (Tc) de 0,8 mCi em uma seringa de 1ml, de tempo curto (60 segundos) e longo (300 segundos) e (2) dinâmico extrínseco - com emprego de colimador LEHRS - para os mesmos tempos, porém com uma fonte radioativa de Tc de 2,4 mCi numa seringa de 60ml. Adicionalmente, para cada um dos tempos (60 segundos e 300 segundos) e dos modos (intrínseco e extrínseco) foi realizada a aquisição estática (i.e único frame). As detecções tiveram por objetivo a coleta da imagem da seringa, que continha em seu interior a fonte radioativa de Tc, como pode ser observado na Figura 1.

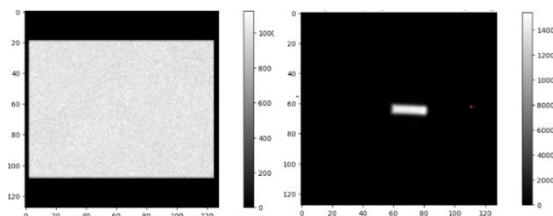


Figura 1: Aquisição estática de tempo longo com o Det1: (à esquerda) sem colimador, (à direita) com colimador. Fonte: Autores.

O processamento de imagens foi implementado em Python utilizando bibliotecas de computação científica. Nas aquisições estáticas foi calculada a contagem total da imagem estática (Cs), enquanto que para as aquisições dinâmicas foram obtidas as contagens de cada frame (Cf). As contagens correspondem aos valores dos pixels de cada imagem somados.

Após a obtenção das contagens, foi realizado um teste estatístico  $\chi^2$  (chi-quadrado). O valor teórico correspondente foi obtido por meio da função *chi2.ppf* (biblioteca *scipy.stats*). Para que a variação fosse associada a uma não conformidade, seria necessário a obtenção de um  $\chi^2$  significativo. Com os valores de Cs (contagem da aquisição estática), Cf (contagem de cada frame da aquisição dinâmica) e Ts (tempo de aquisição da imagem estática) foi calculado o tempo de frame aparente (Tf). Por fim, foi realizado o teste de temporização do computador em detecções dinâmicas para a validação dos tempos de aquisição.

**Resultados:** O teste de temporização do computador em detecções dinâmicas atesta se o sistema de aquisição está adequado. Para essa verificação foi necessário: (1) avaliar se o tempo perdido entre os frames era maior que 5% do tempo do frame de menor Tf; (2) avaliar se o tempo perdido por frame era maior que 5%. O tempo perdido entre os frames em todas as condições foi menor ou igual à 5% do menor tempo de frame, conforme Tabela 1. Na avaliação do tempo perdido por frame notou-se um problema na duração da coleta dos frames na aquisição de tempo curto tanto para o cenário intrínseco quanto extrínseco. O mesmo problema não foi observado para o tempo longo de aquisição, que permaneceu abaixo do critério, conforme Tabela 2.

Tabela 1: Tempo perdido entre frames

Tempo perdido entre frames	Intrínseco					Extrínseco				
	min(Tf)	min(Tf)*0.05	$\Sigma$	Tf	Loss time	min(Tf)	min(Tf)*0.05	$\Sigma$	Tf	Loss time
	(s)	(s)	(s)	(s)	(s)	(s)	(s)	(s)	(s)	(s)
Tempo Det 1	0,046	0,002	60	59,42	0,000	0,085	0,004	60	57,83	0,004
Curto Det 2	0,045	0,002	60	59,23	0,001	0,083	0,004	60	57,95	0,003
Tempo Det 1	20,150	1,007	300	302,79	0,186	20,181	1,009	300	304,67	0,311
Longo Det 2	20,105	1,005	300	302,6	0,173	20,157	1,008	300	304,04	0,269

Tabela 2: Tempo perdido por frame

Tempo perdido por frame	Intrínseco			Extrínseco		
	min(Tf)*0.05	Max	Variação	min(Tf)*0.05	Max	Variação
	Diff			Diff		
Det	0,002	0,004	77,13%	0,004	0,015	263,13%



Tempo Curto 1							
Det 2	0,002	0,005	103,44%	0,004	0,004	0,00%	
Tempo Longo							
Det 1	1,007	0,150	-85,11%	1,009	0,181	-82,04%	
Det 2	1,005	0,105	-89,60%	1,008	0,157	-84,45%	

**Conclusão:** Recomenda-se uma avaliação cuidadosa no sistema de aquisição para garantir o seu correto funcionamento e a repetição dos testes com alta e baixa taxa de contagem.

### Referências Bibliográficas

- [1] Quality Assurance for SPECT Systems, International Atomic Energy Agency (IAEA), ISBN 978-92-0-103709-1, 2009. p. 99-100.
- [2] YANDRAPALLI, Srikanth; PUCKETT, Yana. SPECT Imaging. 2020.

## ANÁLISE DO RISCO DE INCIDÊNCIA DE CÂNCER SECUNDÁRIO NO USO DA RADIOTERAPIA NA TÉCNICA DE ABLAÇÃO OVARIANA

Mioto L.<sup>1</sup>, Pavoni J.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Física da FFCLRP - Universidade de São Paulo

contato: [laiane\\_simoes@usp.br](mailto:laiane_simoes@usp.br)

**Introdução:** O câncer de mama feminina possuiu alto número de incidência ao longo dos anos [1,2]. Um tratamento comumente realizado para câncer de mama é a Radioterapia. Após este tratamento, é frequente o uso de técnicas adjuvantes para diminuir a incidência de cânceres secundários, como exemplo a técnica de Ablação Ovariana. A ablação ovariana possui a função de suprimir a síntese de estrogênio, visto que os tumores são receptores positivos ao estrogênio, e a presença desse hormônio pode influenciar o surgimento de algum câncer secundário.

Os estudos existentes para a análise da eficácia da técnica de ablação ovariana com Radioterapia utilizavam-se de feixe de fótons de Aceleradores Lineares e Cobalto-60 para irradiação em planos de tratamento 2D, sendo a dose total e o número de frações usados 15 ou 20 Gy em 5 ou 10 frações, respectivamente [3,5]. Os estudos contavam com mulheres entre 21 à 51 anos, em estágio pré-menopausa, e que possuíam incidência de doença metastática [3,5]. Apesar da Radioterapia não ser comumente usada para ablação ovariana, os estudos publicados [3,5] mostram eficácia na maior parte dos casos – sendo considerado aceito um período de seis meses de Amenorreia. Ademais, não foram reportados nenhum efeito biológico grave nas mulheres e obteve-se ausência de complicações.

A Radioterapia é uma alternativa economicamente viável e de fácil acesso para ablação ovariana e tem sido retomada em alguns centros de tratamento após anos esquecida, e a principal razão do uso dessa técnica é que ela apresenta um custo reduzido em relação ao uso de medicamentos e pode ser empregada para pacientes de qualquer idade, diferentemente da cirurgia que é prioritariamente aplicada em pacientes jovens [3,4,5]. O avanço tecnológico nas técnicas de Radioterapia possibilita que os riscos envolvidos nessa técnica possam ser estimados, e para isso é necessário um novo estudo usando novos métodos de irradiação, de maneira a classificar o benefício do uso dessa técnica.

**Materiais e Métodos:** Uma maneira eficaz de estimar os riscos do uso de radiação ionizante é através dos Modelos Epidemiológicos. Os modelos epidemiológicos visam analisar a forma com que a radiação interfere no organismo do ser humano e por quanto tempo ela pode causar algum impacto na vida desse ser, além de oferecer a possibilidade de estimar qual a melhor maneira de usá-la, sem oferecer riscos maiores. Através desses modelos, será possível prever os benefícios do uso do método de Ablação Ovariana com Radioterapia e buscaremos o modelo que melhor caracteriza e estima os efeitos de incidência de câncer secundário para radiação de alta dose.

Para a simulação da Ablação Ovariana e, de forma que consigamos estimar os níveis de dose no PTV (*Planning Tumor Volume*) e OARs (Órgãos de Risco), usaremos o Sistema de Planejamento (TPS) *Eclipse (Varian Medical System, Palo Alto-CA, EUA)*, onde teremos a possibilidade de planejar a irradiação por Teleterapia com diferentes métodos de tratamento:

Terapia Conformacional 3D, IMRT (*Intensity Modulated Radiation Therapy*), VMAT (*Volumetric Modulated Arc Therapy*) e Próton Terapia. Através do TPS e de imagens de planejamento, definiremos o sítio a ser irradiado. Após a simulação da técnica usaremos o melhor modelo epidemiológico para estimar os riscos.

Resultados e Discussões: A eficiência da radioterapia na supressão da síntese de estrogênio já foi comprovada anteriormente [3,5], porém ainda existe uma obscuridade dos efeitos estocásticos que a radiação pode ocasionar no organismo. Portanto, nesse projeto, pretendemos estimar os riscos envolvidos e ponderar os benefícios que o avanço tecnológico nas técnicas de tratamento da Radioterapia moderna pode oferecer a esta técnica, de forma a sustentar sua indicação segura e explicar se esse método é viável ou não a ser realizado. Para isso, serão inicialmente avaliadas as doses recebidas pelos órgãos de risco envolvidos no tratamento com os métodos de irradiação disponíveis usando feixes de fótons e prótons. Em seguida, a incidência dos efeitos tardios devido a exposição à radiação será estimada.

**Conclusão:** O projeto se encontra na etapa de análise bibliográfica.

### Referências Bibliográficas

- [1] Santos, M de O et al. (2023) “Estimated Cancer Incidence in Brazil, 2023-2025”, Revista Brasileira de Cancerologia [Internet], 69 (1), e-213700. Available at: <https://rbc.inca.gov.br/index.php/revista/article/view/3700>
- [2] Sung, H et al. (2021) “Global Cancer Statistic 2020: GLOBOCAN estimates of Incidence and Mortality Worldwide for 36 Cancers in 185 Countries”, CA A Cancer Journal for Clinicians, 71 (3), pp. 209-249. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.breast.2022.08.010>
- [3] Bese, N. S. et al. (2009) “Ovarian Ablation by radiation therapy: Is it still an option for the ablation of ovarian function in endocrine responsive premenopausal breast cancer patients?”, The Breast, 18 (5), pp. 304-308. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.breast.2009.09.005>
- [4] Celio, L. et al. (2000) “Ovarian Ablation for Premenopausal Early-Stage Breast Cancer: An Update”, Tumori, 86, pp. 191-194.
- [5] Hughes, L. L. et al. (2004) “Efficacy of Radiotherapy for Ovarian Ablation – Results of a Breast Intergroup Study”, ACS American Cancer Society, 101 (5), pp. 969-972. Available at: <https://doi.org/10.1002/cncr.20481>

## CARACTERIZAÇÃO DE SISTEMA DE MAMOGRAFIA DIGITAL DR USANDO COMBINAÇÃO ANODO/FILTRO DE W/AG

Lopes L.A.S<sup>1</sup>, Perez A.M.M.M<sup>1</sup>, Poletti M.E.<sup>1</sup>

Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto - FFCLRP/USP

Contato: [lauraalcantarasilvalopes@usp.br](mailto:lauraalcantarasilvalopes@usp.br)

**Introdução:** A caracterização de detectores de mamografia é essencial para imagens precisas e diagnósticos eficazes. Uma análise quantitativa do detector requer a determinação de sua função resposta. O conhecimento da função resposta permite a linearização das imagens a partir das quais as métricas quantitativas de qualidade de imagem são calculadas. Outra avaliação que deve ser realizada é o estudo das diferentes fontes de ruído na imagem (eletrônico, quântico e estrutural). A finalidade desta análise é a de fornecer informações adicionais sobre o desempenho do sistema de imagem e otimizar a detecção de estruturas pequenas e de baixo contraste.

**Materiais e Métodos:** Caracterizou-se um aparelho de mamografia DR, Planmed Clarity, utilizando 28 kVp, combinação anodo/filtro W/Ag e filtração adicional de 2 mm Al. Foram obtidas imagens uniformes para diferentes valores de Kerma no ar no plano de entrada do detector (DAK). Para a medição do DAK utilizou-se um eletrômetro PTW Unidos E e uma câmara de ionização TN34069 SFD.

O primeiro passo na caracterização do detector foi a obtenção da função resposta, a qual relaciona o valor do pixel (PV) com o DAK. Para um sistema linear espera-se que  $PV = A + B \text{ DAK}$  (Equação 1). A segunda análise foi avaliar as fontes de ruído, através da relação entre a variância ( $SD^2$ ) e o DAK,

$SD^2 = k_e + k_q \text{ DAK} + k_s \text{ DAK}^2$  (Equação 2), onde o ruído eletrônico ( $k_e$ ) é considerado independente do nível de exposição e surge de diversas fontes (leitura, sinal de fundo e amplificação); o ruído quântico ( $k_q$ ) devido a variações no número de fótons que formam a imagem; e o ruído estrutural ( $k_s$ ) devido a variações espacialmente fixas do ganho de um sistema de imagem. Além disso, uma análise alternativa do ruído (chamada alométrica) foi

realizada através do ajuste de  $SD = a * \text{DAK}^b$  (Equação 3), se  $0,4 < b < 0,6$  o ruído quântico é o predominante na imagem. Os softwares utilizados nas análises foram o plugin do ImageJ MAMMO\_QC e o Origin. As imagens RAW foram utilizadas e a posição e tamanho da ROI foi a recomendada pelo protocolo da EUREF (2013).

**Resultados:** A função resposta do detector é apresentada na Figura 1, notando que o equipamento possui uma resposta linear. Infelizmente, na literatura não se tem dados para o sistema Planmed Clarity com a combinação anodo/filtro W/Ag o que impossibilita uma comparação.

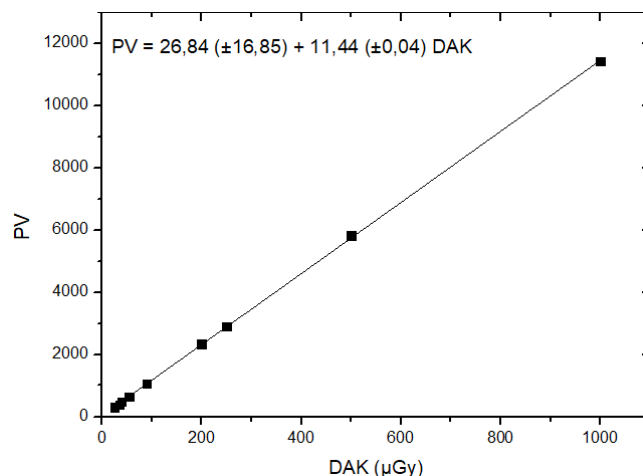


Figura 1- Função resposta do detector DR.

A análise do ruído foi obtida através da Equação 2 ajustada na Figura 2, demonstrando-se a influência das componentes do ruído. Ademais, com a Equação 3 obteve-se  $b = 0,51 (\pm 0,01)$ , com isso, a componente referente ao ruído quântico possui maior influência.

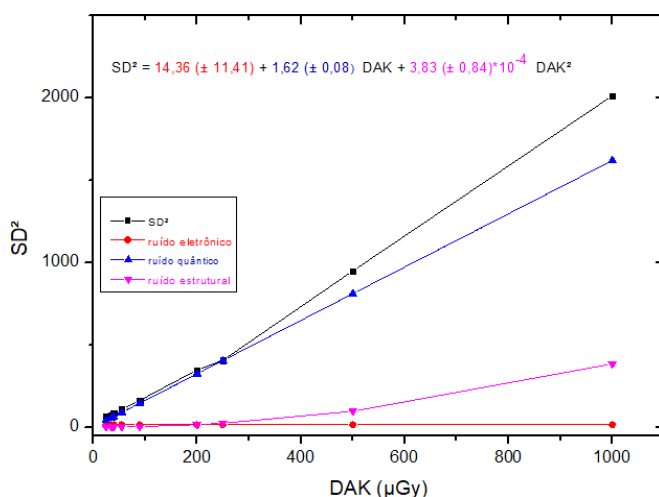


Figura 2- Análise do ruído e suas componentes.

**Conclusões:** O detector DR apresentou uma função resposta linear. Além disso, a análise do ruído demonstrou que o ruído quântico foi o predominante.

### Referências Bibliográficas

- [1] Ergun, L., & Olgar, T. (2017). Investigation of noise sources for digital radiography systems. *Radiological Physics and Technology*, 10(2), 171–179. <https://doi.org/10.1007/s12194-016-0381-2>
- [2] EUREF, Luxembourg: EUREF, 2013.
- [3] Marshall, N. W., Monnin, P., Bosmans, H., Bochud, F. O., & Verdun, F. R. (2011). Image quality assessment in digital mammography: part I. Technical characterization of the systems. *Physics in Medicine and Biology*, 56(14), 4201–4220. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/56/14/002>

- [4] Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice, IAEA, 2007.

## THERANOSTIC THERAPY SCAN IMAGES DEBLURING AND RECONSTRUCTION BY MAXIMUM- LIKELIHOOD DECONVOLUTION

Ferreira, L<sup>1</sup>, Brunetto, S<sup>2</sup>, Tavares Costa, E<sup>1</sup>

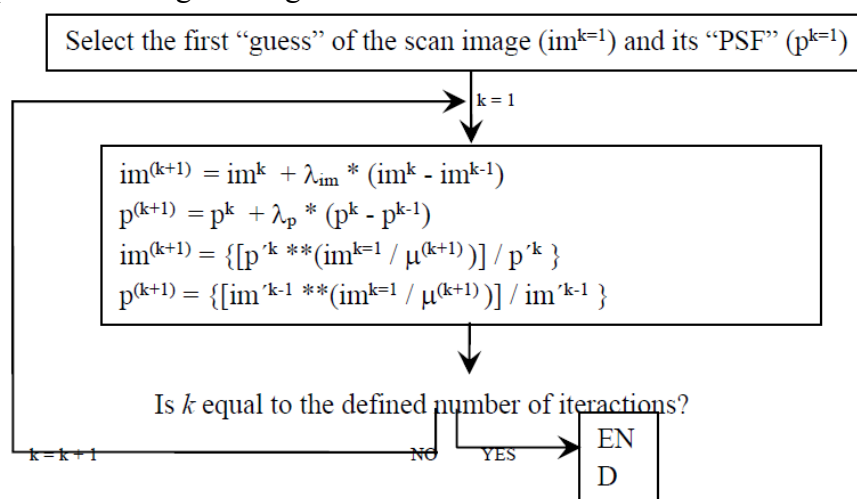
<sup>1</sup>Biomedical Engineering - Faculty of Electrical Engineering – Unicamp

<sup>2</sup>Biomedical Engineering Center – Unicamp

Contact: [1025809@dac.unicamp.br](mailto:1025809@dac.unicamp.br)

**Introduction:** This study is about a methodology applying the basis of Expectation-Maximization (EM) deblurring algorithm with missing data (Dempster, 1977; Levin 2009), using blind deconvolution to improve the quality of nuclear medicine theranostic therapy scan images. The main challenges are to determine the best metrics to be used, to confirm the algorithm was able to find the best reconstructed image. This could be done either by the number of the algorithm iterations or by an approximation based on other statistical measures like the normalized cross correlation coefficient or mean squared error stability (new approach on going) after some iterations. Better quality images (as in Figure 1) help guiding the physicians to apply more accurate doses of radiotracers delivered to the tumor in therapeutic approaches.

**Materials and Methods:** The tools being used are Octave and Matlab R2023a for development, FIJI for analysing the resultant images installed in a computer with core i5 10th generation processor and 8GB of RAM. Through some EM algorithm mathematical principles application on Lucy-Richardson algorithm, it was possible to extract and reconstruct, concurrently, from the original (raw) image data, the best approach of the real image and the PSF (point-spread function) - obtaining a PSF directly is not possible, due to patients' body composition (which may emit some scattered gamma rays themselves). The diagram below presents the algorithm general view:



**where:**

$\mu^k = im^k ** p^k \rightarrow **$  means convolution **and**  $im'^k$ ,  $p'^k$  means conjugate of  $im^k$  and  $p^k$ .

Assumption: at convergence the ratio  $(im^{k+1} / im^k) = 1$ .

$\lambda$  (the normalized cross correlation coefficient)  $\lambda \neq 0$  if  $k > 1$ . If  $\lambda \sim 1$ : the reconstructed image is more closely related to the blurred (original) image.

**Results:** After 70 interactions the image reconstructed from the original image and its PSF were:

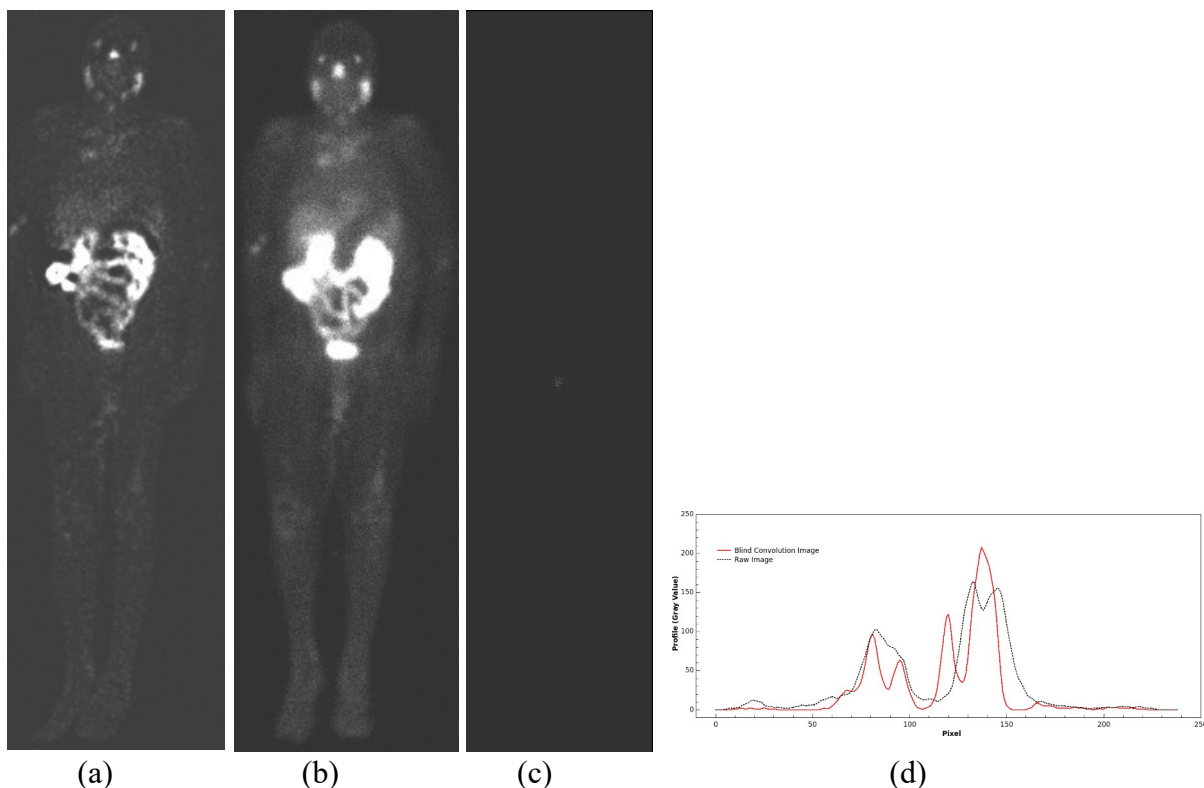


Figure 1.: Scan image (11cm/min) of myeloma cancer patient after 21h of administration. Theranostic dose 200 mCi [ $^{177}\text{Lu}$ ]PSMA. a) Reconstructed image [1024,256]. b) Raw dicom image [1024,256]. c) Reconstructed PSF [1024,256]. d) Profiles comparison: **raw image** and **reconstructed image**.

To perform the image reconstruction it was necessary to execute two blind deconvolutions: A first step to find the PSFSC from the scattering image, window 192.5 +/- 19.2 keV - after 50 interactions - and a second step using the PSFSC to obtain the PSFMain of the theranostic image, window 208.0 +/- 15.6 keV - after 20 interactions.

**Conclusions:** Using only the normalized cross correlation coefficient was not enough, since it varies after the concurrent adjustments of the PSF and the diagnostic image. The mean squared error applied to the different reconstructed images seems to be a promising and more accurate solution, but more scan images are necessary, since only iterations may not determine an accurate break point for obtaining the best reconstructed image.

### References:

- Dempster, Arthur Pentland, *et al*: Maximum Likelihood from Incomplete Data via the EM Algorithm . **Public** 1977, J R Stat Society B 39, Pages 1-37.
- Holmes, Timothy J., *et al*: Light Microscopic Images Reconstructed by Maximum Likelihood Deconvolution. **Public** 1995, Handbook of Biological Confocal Microscopy, Chapter 24,



Pages 389-401.

Dey, N., Zimmer, C., *et al*: 3D Microscopy Deconvolution using Richardson-Lucy Algorithm with Total Variation Regularization. **Public** 2004, Intitut National de Recherche en Informatique et en Automatique, Pages 1-71.

## O USO DE APRENDIZADO DE MÁQUINA E TRACTOGRAFIA NA IDENTIFICAÇÃO DO HOTSPOT PARA ESTIMULAÇÃO MAGNÉTICA TRANSCRANIANA

Betioli L. S.<sup>1\*</sup>, Matsuda R.<sup>1</sup>, Marchetti T.<sup>1</sup>, Tinós R.<sup>2</sup>, Baffa O.<sup>1</sup>

Departamento de Física (FFCLRP) - Universidade de São Paulo<sup>1</sup>

Departamento de Computação e Matemática (FFCLRP) - Universidade de São Paulo<sup>2</sup>

contato: [lucasantonibetioli@usp.br](mailto:lucasantonibetioli@usp.br)

**Introdução:** A Estimulação Magnética Transcraniana (EMT) é uma técnica não invasiva que ativa regiões específicas do cérebro com pulsos magnéticos, usando uma bobina no escalpo do paciente, com a precisão da sua posição sendo crucial para a eficácia.

A integração de sistemas de navegação, como o InVesalius Navigator, permite a definição precisa de alvos cerebrais [2]. Isso é especialmente relevante no córtex motor primário, onde a EMT induz Potenciais Evocados Motores (PEM) e causa contrações musculares mensuráveis pelo eletromiógrafo. O *hotspot* é o ponto abaixo do ponto central da bobina que pode produzir um PEM com a menor intensidade de estímulo possível.

Além disso, a tractografia, que visualiza as vias de fibras nervosas no cérebro em tempo real, foi incorporada ao InVesalius para uso integrado durante a EMT. Essa abordagem combina informações anatômicas e de conectividade cerebral em tempo real [1]. No entanto, a localização precisa dos alvos neurológicos ainda é desafiadora e depende da habilidade do operador, tornando a identificação do hotspot e outros alvos demorada e incerta em aplicações clínicas. O principal objetivo do projeto é desenvolver uma nova metodologia que utilize aprendizado de máquina em conjunto com a tractografia para determinar *hotspots*, automatizando o posicionamento do estimulador e aprimorando a identificação de alvos em doenças neurológicas.

**Materiais e Métodos:** No estudo, utilizamos imagens de ressonância magnética ponderada em difusão adquiridas em um equipamento Philips Medical Systems 3T no Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto. Foram utilizados três valores de B: 900, 1500 e 2700. O processamento das imagens envolveu correção de *ringing* por meio do método Gibbs, MP-PCA, correção de movimento e distorção, e correção de campo de polarização B1.

Para treinar algoritmos de aprendizado de máquina, o córtex motor é mapeado usando EMT em diferentes pontos, registrando tanto a rede de fibras conectadas quanto os valores do PEM do músculo correspondente, identificando assim os *hotspots*. O projeto visa desenvolver modelos de aprendizado de máquina que utilizam as informações das redes de fibras conectadas como entrada para classificar os pontos como "hotspot" ou "não é hotspot"

Duas abordagens são empregadas: na primeira, características das fibras são extraídas manualmente, incluindo análise de conexões contralaterais, áreas do cerebelo e redes corticoespinhais relevantes. Um modelo de classificação baseado em Gradient Tree Boosting é utilizado para prever os hotspots.

Na segunda abordagem, redes neurais convolucionais realizam a extração automatizada de características das redes de fibras conectadas, reduzindo a necessidade de intervenção

manual. Ambas as abordagens são avaliadas quanto à sua eficácia e generalização, garantindo que os modelos possam prever hotspots com precisão, mesmo em novos voluntários.

**Resultados e Discussões:** Nos resultados obtidos até agora, enfatizamos o processamento de imagens de ressonância mostrados na figura 1.

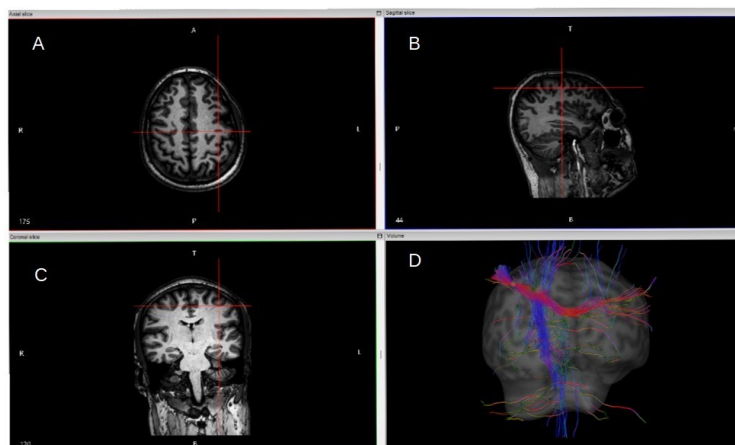


Figura 1: Interface do InVesalius Navigator com as imagens importadas: (A) Corte axial da ressonância estrutural. (B) Corte Sagital da ressonância estrutural. Corte Sagital da ressonância estrutural. (D) rede de streamlines da tractografia conectadas a um ponto.

Como evidenciado na Figura 1D, o processamento da tractografia realizado oferece uma visualização nítida das fibras longas que conectam as regiões contralaterais e corticoespinhais.

**Conclusões:** O processamento da imagem ponderada por difusão para integração no InVesalius, demonstra potencial promissor. Agora, nosso foco é otimizar o processamento de imagens para dar continuidade aos métodos manuais e automáticos de extração características das redes de tractografia e em seguida treinar os modelos de aprendizado de máquina

### Referências Bibliográficas

1. AYDOGAN, D. B.; SOUZA, V. H.; LIOUMIS, P.; ILMONIEMI, R. J. Towards real-time tractography-based TMS neuronavigation. *Brain Stimulation: Basic, Translational, and Clinical Research in Neuromodulation*, Elsevier, v. 14, n. 6, p. 1609, 2021
2. SOUZA, V. H.; MATSUDA, R. H. et al. Development and characterization of the InVesalius Navigator software for navigated transcranial magnetic stimulation. *Journal of neuroscience methods*, Elsevier, v. 309, p. 109–120, 2018.

## COMPUTATIONAL TOOL FOR SUSCEPTIBILITY WEIGHTED IMAGING

Licarião, L.<sup>1\*</sup>, Salmon, G.<sup>1</sup>, Zotin, M.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Física - Universidade de São Paulo

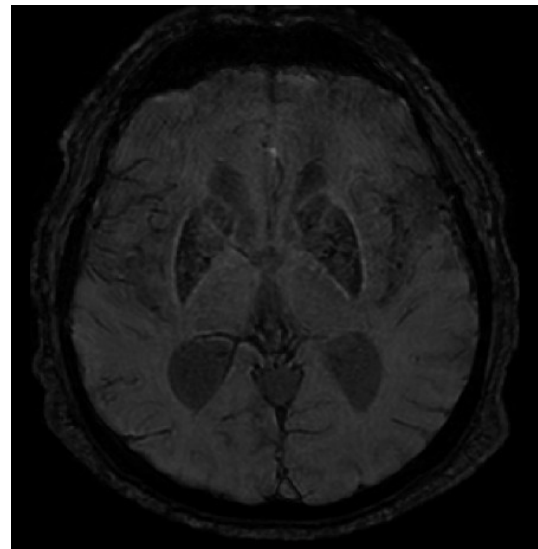
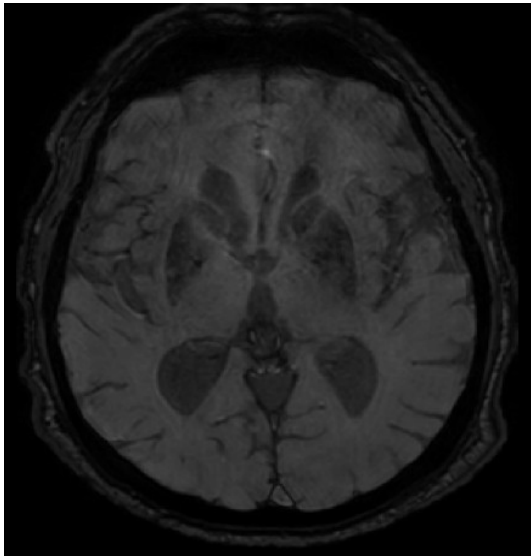
contact: [luiza.licario@usp.br](mailto:luiza.licario@usp.br)

**Introduction:** Susceptibility weighted imaging (SWI) is a MRI technique that aims to give better contrast to structures with different magnetic susceptibility such as subcortical nuclei (paramagnetic, due to iron accumulation) and choroid plexus (diamagnetic, due to calcification). We noticed the need of a SWI processing tool in Hospital das Clínicas of Ribeirão Preto (HCRP) for diagnostic of calcification and hemosiderin deposits in patients. As of now, computed tomography scans (CT scan) are used for this purpose, however it has lower resolution than MRI and exposes patients to radiation. Hence, our goal is to create a free and open source software for SWI processing that can be easily integrated with the hospital flow.

**Materials and Methods:** Magnitude and phase images for SWI processing were obtained in HCRP. Although the final project will be done with Python, those images were first processed in MATLAB for the reason that it already has many toolboxes available for phase image processing. The pipeline used for SWI starts with unwrapping of phase image and multiecho combination, after that the background field is removed from phase image and a sigmoid function is applied voxel by voxel to create a phase mask. This phase mask is multiplied n times with the multiecho combination of magnitude image.

**Results:** MATLAB software was developed using already well established algorithms such as unwrapping Laplacian, VSHARP, high-pass filter and sigmoid mask. Images of four subjects were processed, one of them had calcifications, two had unknown anomalies in the brain, whereas the last one didn't have any visible anomalie. As in **figure 1**, all four cases SWI images highlighted the contrast between known paramagnetic and diamagnetic structures such as basal ganglias, blood vessels and choroid plexus. In the subject with brain calcifications shown in **figure 2**, SWI helped to delimitar better regions with calcification, moreover, calcifications that weren't evident in magnitude image became noticeable.

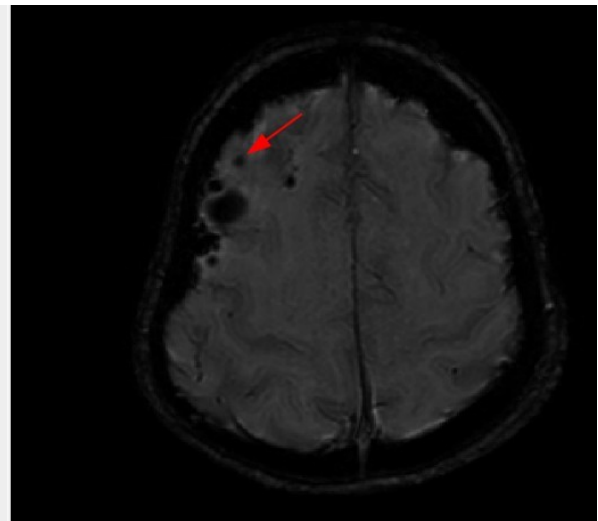
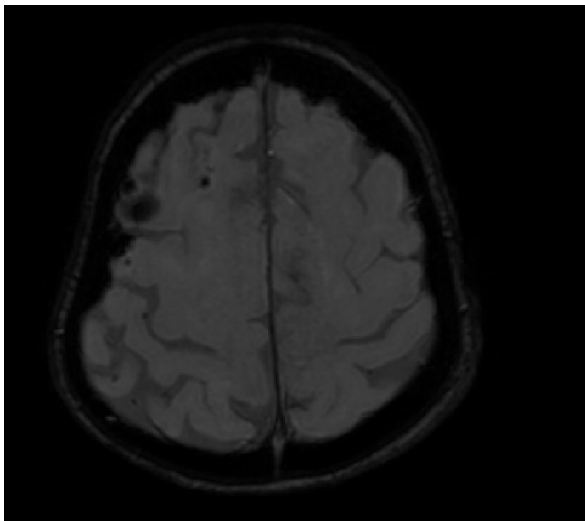
**Conclusions:** In this project we combined the pipeline and results of previous articles to create a software for SWI processing. This project is still unfinished, but we were able to obtain the expected result shown in previous articles. To actually insert it into the clinical routine, it is necessary a software evaluation by a professional radiologist and more cases where the comparison between computed tomography images and SWI is possible. Besides, for wide software distribution it is still needed to translate it into a free and wide spread programming language.



a) Magnitude Image

b) SWI Image

Figure 1. After SWI processing (b) is possible see how the basal ganglias have more contrast than the original magnitude image (a).



a) Magnitude Image

b) SWI Image

Figure 2. In magnitude image (a) we observe less calcification regions than in SWI image (b), as shown by the arrow. In addition, the contrast of calcification in SWI image is greater than in magnitude MRI image.

## QUANTIFICAÇÃO DE RADIODERMITE A PARTIR DE IMAGENS DIGITAIS DA PELE DA MAMA UTILIZANDO RADIOMICS

Fonseca, M.E.<sup>1</sup>, Cardoso, G.C.<sup>1</sup>, Pavoni, J.F.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Física – Física Aplicada à Medicina e Biologia - FFCLRP - USP

Contato: [marcos.edu.fonseca@usp.br](mailto:marcos.edu.fonseca@usp.br)

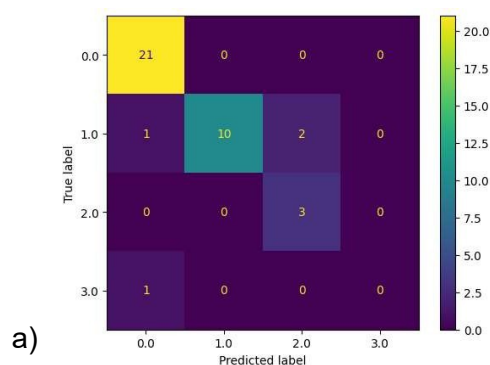
**Introdução:** Uma das alternativas para o tratamento de câncer de mama é a radioterapia, porém pode apresentar efeitos colaterais, como a radiodermite. É uma lesão que se caracteriza por uma vermelhidão na pele ocasionada pelo aumento da vascularização na região. Pode ser classificada conforme a extensão e severidade e é feita de modo subjetivo. A mais comumente utilizada por médicos radioterapeutas é a da Radio Therapy Oncology Group (RTOG). Esse estudo visa automatizar a classificação das lesões com uso de aprendizado de máquinas. O principal problema enfrentado e em progresso é a detecção do grau 3, que ocorre em menos níveis.

**Materiais e Métodos:** Regiões que contém as lesões de radiodermite das imagens digitais coloridas da pele que contém radiodermite foram selecionadas e classificadas, segundo a escala RTOG, com auxílio de um médico radioterapeuta, em seguida as imagens foram convertidas para escala de cinza e extraiu-se as características randômicas, sem e com o uso de filtros e wavelets. A linguagem utilizada para os passos acima é python. Com isso criou-se um banco de dados para treinamento e teste dos modelos de aprendizagem. Os modelos foram estudados: Naïve-Bayes (NB), K-Nearest Neighbors (KNN), Random Forest (RF) e Support Vector Machine (SVM).

**Resultados:** O melhor modelo foi SVM com os dados do canal cinza com filtros e wavelets aplicados.

Desempenho médio:  $85.0 \pm 16.58$

	precision	recall	f1-score	support
0.0	0.91	1.00	0.95	21
1.0	1.00	0.77	0.87	13
2.0	0.60	1.00	0.75	3
3.0	0.00	0.00	0.00	1
accuracy			0.89	38
macro avg	0.63	0.69	0.64	38
weighted avg	0.89	0.89	0.88	38



b)

Figura 1: a) métricas avaliativas b) matriz de confusão para o modelo SVM com o canal cinza com filtros e wavelets aplicados.

**Conclusões:** Decidiu-se utilizar a linguagem python pois contém ferramentas para conversão

das fotos coloridas em escala de cinza (pillow) e extração das características radiômicas (pyradiomics). O melhor modelo foi o SVM pois apresenta mais hiperparâmetros para controlar o overfitting, melhorar o treinamento e a predição dos graus, além da acurácia da matriz de confusão estar dentro do cálculo da validação cruzada. Atualmente estuda-se as características relevantes para cada modelo e mudanças nas regiões de interesse de cada imagem para melhorar a predição dos graus de radiodermite.

## PLATAFORMA DE AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DE MAGNETOACUSTOGRAFIA

Valença, M.B.L.; Pavan, T.Z.; Carneiro, A.A.O.

Departamento de Física FFCLRP– Universidade de São Paulo

Contato: [mathvalenca@usp.br](mailto:mathvalenca@usp.br)

**Introdução** Este projeto visa unificar técnicas ultrassônicas em uma plataforma magnetoacustográfica, que consiste em excitar magneticamente um meio marcado com nanopartículas magnéticas através de um campo magnético alternado, incluindo técnicas de elastografia, hipertermia e termometria. O objetivo final é implementar e calibrar uma plataforma de aquisição e processamento de magnetoacustografia em uma interface gráfica de usuário amigável ao usuário para gerar mapas de deslocamento e de termometria.

**Materiais e Métodos:** Foi realizada a atualização de um software em ambiente C++ com o objetivo de viabilizar a comunicação com a máquina de ultrassom Sonix DAQ em alta taxa de amostragem. A plataforma está sendo implementada em Matlab® para a geração de mapas de deslocamento e imagens térmicas das regiões de interesse.

**Resultados:** A plataforma de aquisição e processamento já se encontram funcionais e capazes de operar com algumas limitações. A figura ao lado mostra a imagem de deslocamento (esquerda) das estruturas do meio marcado com as nanopartículas magnéticas e sob a ação da força magnética oscilatória e a imagem térmica (direita) gerada pelo processo de hipertermia magnética.

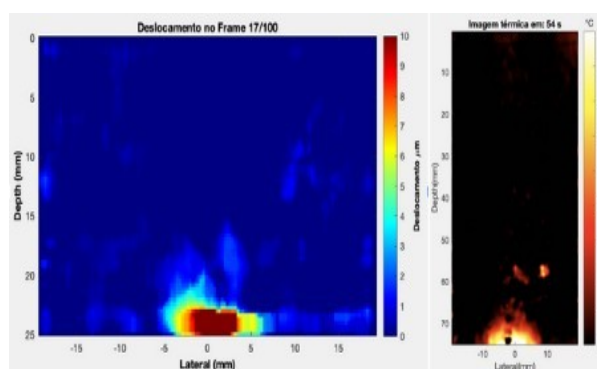


Figura 1: Imagens de deslocamento de nanopartículas e térmica obtidas com a plataforma de magnetoacustografia.

**Conclusões:** Os resultados da implementação da plataforma integrada têm proporcionado agilidade e viabilidade científica nos estudos envolvendo protocolos de diagnóstico e terapia integradas por meio da combinação de ultrassom e magnetismo.



## IMPLEMENTATION OF B-MODE ULTRASOUND IMAGING SYSTEM ON XILINX ZEDBOARD

Ruzyk *M. J. S.*<sup>\*1</sup>, Assef *A. A.*<sup>2</sup>, Maia *J. M.*<sup>3</sup>, Costa *E. T.*<sup>4</sup>

<sup>1,2</sup> CPGEI/DAELT – Federal University of Technology-Paraná (UTFPR)

<sup>3</sup> CPGEI/DAELN – Federal University of Technology-Paraná (UTFPR)

<sup>4</sup>DEEB/FEE/CEB – University of Campinas (UNICAMP)

contact: [ruzyk@alunos.utfpr.edu.br](mailto:ruzyk@alunos.utfpr.edu.br)

**Introduction:** B-mode ultrasound (US) is achieved through several signal and image processing techniques on the back end after data acquisition. These steps go from the digital reception beamforming that utilizes filtering, apodization, coherent sum, demodulation, log compression up to the scan conversion. All these steps can have parts implemented on hardware and in embedded processing altogether in an all-programmable systems-on-chip (SOC). This work aims to contribute to the research in open US platforms, and it presents the initial results of a reception beamformer implementation in Xilinx ZedBoard, an evaluation platform of Zynq-7000 SOCs.

**Materials and Methods:** Ultrasound data is supplied by an open platform, the ULTRA-ORS, described by Assef et al. (2016), that processes all the front-end steps, which include the data acquisition from a tissue-mimicking phantom from Fluke Biomedical (model 84-317) with a 128-element convex array transducer(AT3C52B from Broadsound Corporation) of central frequency of 3.2 MHz and sampling frequency of 40 MHz. The back-end project was made in Simulink, using a high-level approach through Xilinx Model Composer to project the beamformer. The data was processed every eight channels until the 121 sets of data acquired, forming a 121x2046 sampled image matrix submitted to the Scan Conversion in the embedded ARM processor. US data, hardware, and software were downloaded at the ZedBoard, and results were taken through UART.

**Results:** The resulting image generated by ZedBoard is presented in Fig.1, and the gold standard generated in MATLAB for comparison is seen in Fig.2. It has regions of interest where Contrast Resolution(CR) and Contrast to Noise Ratio (CNR) metrics are taken. These metrics results are shown in Table I and compared to an all-in MATLAB simulation.

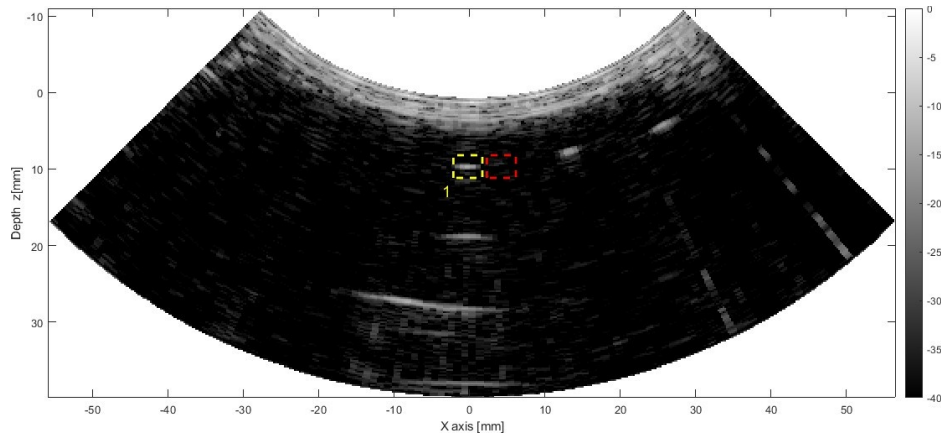


Figure 1: Resulting image generated at ZedBoard. The yellow and red squares are the regions of interest and background, respectively.

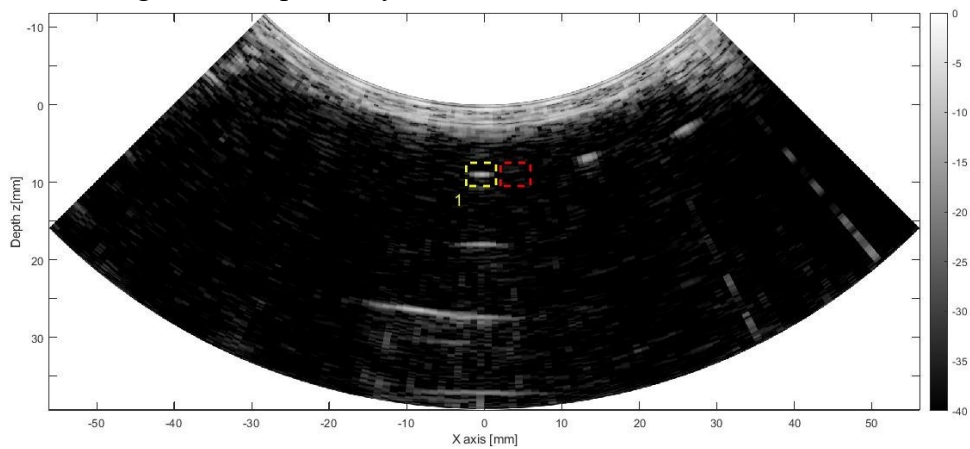


Figure 2: Comparison image generated at MATLAB.

Table I: Contrast metrics results

Metrics	ZedBoard	MATLAB (gold)
CR	0.0831	0.0940
CR error	11.60	-
CNR	1.8124	2.0136
CNR error	9.98	-

Both figures presented have similar characteristics, which are also comproved by the metrics that yield excellent values of CR and CNR, with an error smaller than 12% between models. The resource usage was less than 50% of resources in the FPGA elements, indicating that more processing can be implemented on ZedBoard, including new algorithms using the programmable logic and processing system.

Future studies will use other interpolation techniques to implement the Scan Conversion and image visualization on HDMI to improve image quality and processing velocity. Furthermore, the processing was done in 0.36 s, indicating that the platform can be optimized to pursue real-time imaging in future works.

**Conclusions:** An open US platform was implemented, focusing on reception beamforming processing techniques. Results indicate that the implementation is adequate for producing B-mode images and that the platform is able to implement several other advancements in future works.

**References:**

AA Assef, JM Maia and ET Costa (2016) Initial experiments of a 128-channel FPGA and PC-based ultrasound imaging system for teaching and research activities, Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS, 2016, pp 5172–5175

## DEVELOPMENT AND APPLICATION OF A NEW COMPUTATIONAL MODEL OF REALISTIC NOISE RELATED TO AC BIOSUSCEPTOMETRY

Almeida, M. J. A.<sup>1</sup>; Willmann, R. G.<sup>1</sup>; Buranello, P. L.<sup>1</sup>; Stoppa, E. G.<sup>1</sup>; Biasotti, G. G. A.<sup>1</sup>; Soares, G. A.<sup>1</sup>; Miranda, J. R. A.<sup>1</sup>.

<sup>1</sup> Instituto de Biociências - UNESP - Botucatu;

Contact: [mj.almeida@unesp.br](mailto:mj.almeida@unesp.br)

**Introduction:** Alternating Current Biosusceptometry (ACB), a low-cost and portable biomagnetic technique that utilizes induction coils to magnetize magnetic tracers (MT) in biological environments. ACB has proven effective in evaluating physiological and pharmacotechnical parameters in various contexts, including in vitro, in vivo, and ex vivo assays. Recent studies have employed an inverse problem approach to enhance spatial resolution and obtain quantitative images, along with simulations of the ACB. Aiming to achieve sensitivity, realism and precision in these simulations, it is essential to incorporate realistic noises based on the characteristics of the real ACB system.

**Materials and Methods:** We developed new methodologies to incorporate realistic noise in ACB Single-channel (ACB-SC) simulations, assessing their effect on spatial resolution, sensitivity, and quantitative reconstructions of MT spatial distribution. For validation, the values of relative percent difference  $X_{diff}$  and the correlation coefficient  $CC$  were calculated.

**Results:** Showed a partial alignment with experimental sensitivity values, but further improvements are necessary to address positional errors and achieve better agreement with experimental data.

**Conclusions:** This perspective enables us to conduct new simulations more efficiently, resulting in time and resources savings allocated for experimentation and the creation of new prototypes.

## SOFTWARE PARA INSERÇÃO DIGITAL DE LESÕES MAMÁRIAS SIMULADAS

Romaquela, Rafael.

Departamento de Engenharia Elétrica e Computação (SEL) - EESC/USP.

Contato: [Rafaelromaquela@usp.br](mailto:Rafaelromaquela@usp.br)

**Introdução:** A força motriz deste trabalho parte da necessidade de criar uma base de dados/imagens destinado a avaliação de esquemas CADe (*Computer - Aided Detection*) e CADx (*Computer - Aided Diagnosis*), a partir de exposições de um *phantom* previamente desenvolvido no grupo. Dadas as características de baixo contraste na representação de estruturas de interesse para análise visual das imagens (como nódulos e microcalcificações simuladas), foi desenvolvido um *software* que, partindo das radiografias digitais originais, objetiva a inserção digital de lesões artificiais, permitindo alterações quanto à intensidade de contraste, posição e natureza/tipo destas estruturas. Isso possibilita gerar uma quantidade muito grande de combinações e, portanto, de imagens.

**Materiais e métodos:** As imagens utilizadas são arquivos digitais de radiografias de *phantoms* e lesões mamárias simuladas. O *phantom* empregado para simular as características internas de uma mama é constituído por placas contendo parafina em gel e filmes de PVC, que buscam simular diferentes distribuições e densidades. As lesões simuladas foram confeccionadas essencialmente por material plástico em impressoras 3D, enquanto as microcalcificações por hidroxapatita granuladas, com distribuição em 4 grupos que representam casos comumente encontrados em mamas reais. Dada a confusão entre muitas dessas estruturas e o fundo da imagem do *phantom* em determinadas exposições que geram baixo contraste, uma opção para aumentar o grau de aleatoriedade e, ao mesmo tempo, a possibilidade de sua visualização foi desenvolver um programa para inserir digitalmente aqueles tipos de sinais nas imagens obtidas.

A união entre a imagem base e a lesão desejada ocorre por *Alpha Blending*: construída uma matriz contendo os valores do canal alfa da lesão e utilizando uma região de interesse da imagem como *background*, a seguinte equação faz a combinação:

$$Composite = imgbackground * (1 - alphamask) + imgforeground * alphamask$$

Assim, o resultado da equação, conforme o valor disponível na matriz *alphamask*, será:

- a) *Alphamask* = 1 , o valor de pixel na imagem final será aquele presente na *imgforeground*
- b) *Alphamask* = 0, o valor de pixel na imagem final será aquele presente na *imgbackground*
- c)  $0 < Alphamask < 1$  , o valor do pixel na imagem final será uma composição do presente tanto na *imgforeground* como na *imgbackground*.

e através desse procedimento, insere-se digitalmente a estrutura de interesse (com base no modelo utilizado para gerar o nódulo simulado, por exemplo) para gerars imagens com

diferentes contrastes entre lesão e mamografia base.

**Resultados:** Como exemplo da execução do *software*, são ilustradas quatro imagens: na figura 1, a imagem original do *phantom*, e nas figuras de 2 a 4, três variações desta mesma imagem contendo inserção de um nódulo espiculado pequeno.

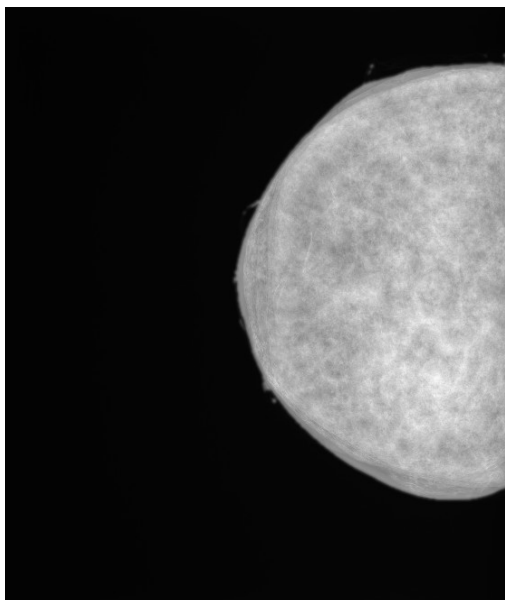


Figura 1: Imagem Original  
contraste

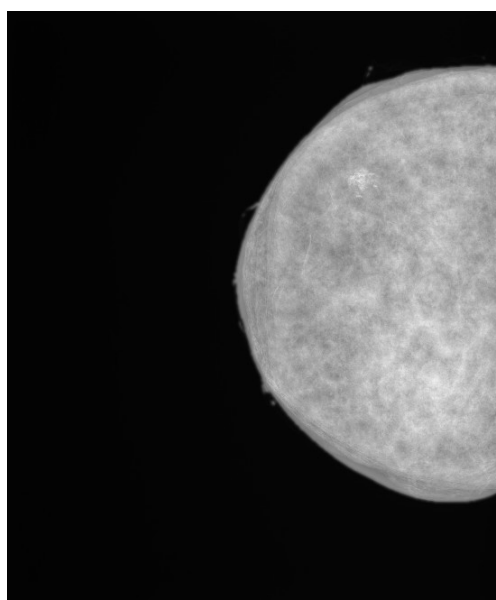


Figura 2: Inserção sem alteração de

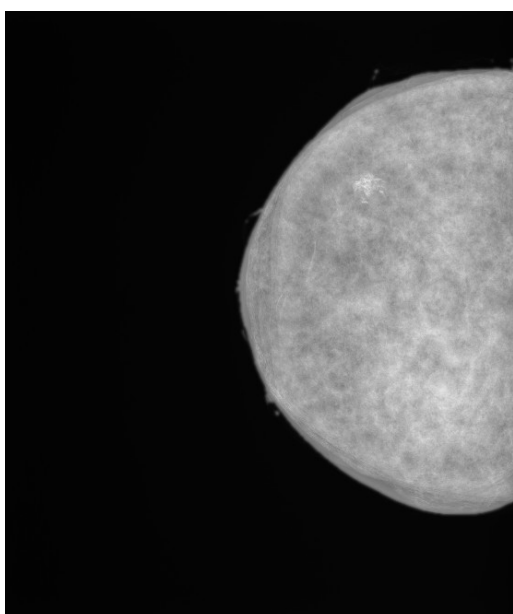


Figura 3: Inserção com médio contraste

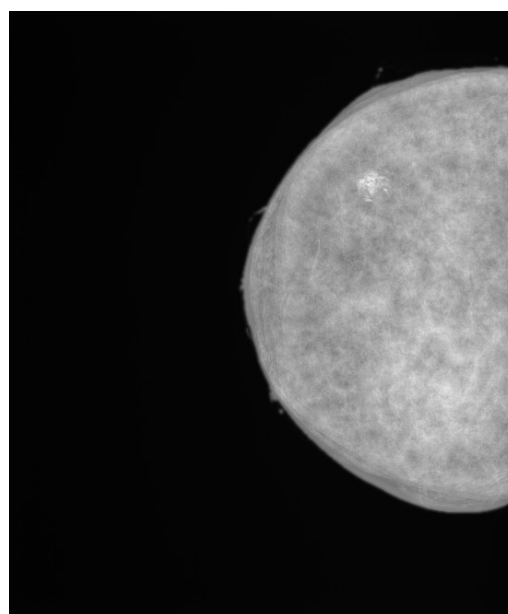


Figura 4: Inserção com alto contraste

**Conclusões:** O código para *Alpha Blending* permite produzir uma grande variedade de combinações entre mamografia base e lesão, com a configuração de contraste desejável para tornar as lesões mais ou menos evidentes, tornando possível já utilizar os conjuntos de

imagens variados com as lesões simuladas no intuito de compor uma ampla base para testes de técnicas de processamento para sua detecção.

## IMAGENS TÉRMICAS POR ILUMINAÇÃO LED EM FOTOACÚSTICA

Pires, L. Z\*.<sup>1</sup>; Bordonal, R. R.<sup>1</sup>; Uliana, J. H.<sup>1</sup>; Freire, J. E.<sup>1</sup>; Carneiro, A. A. O.<sup>1</sup>; Pavan, T. Z.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto - Universidade de São Paulo

contato: [larazp@usp.br](mailto:larazp@usp.br)

**Introdução:** A imagem fotoacústica (PA) é uma técnica de imagem baseada no efeito fotoacústico, que se refere à geração de ondas acústicas devido à absorção de energia eletromagnética. A magnitude do sinal PA depende da absorção de energia luminosa e, além das propriedades ópticas, também depende das propriedades mecânicas e térmicas do tecido. O coeficiente térmico de expansão volumétrica e a velocidade do som estão diretamente relacionados à amplitude da onda sonora emitida pelo efeito PA e são função da temperatura do material. Assim, a aquisição de imagens PA pode ser uma forma não invasiva de monitorar a temperatura do tecido biológico quando submetido a tratamento de hipertermia.

Na presente pesquisa, utilizou-se um sistema comercial de imagem PA com iluminação em LEDs, responsáveis pela iluminação do tecido. Com isto, avaliou-se a viabilidade da obtenção de imagens térmicas baseadas em PA com um *phantom* submerso em água a temperatura controlada. Deste modo, relacionou-se a intensidade do sinal PA destas imagens e a velocidade do som destes *phantoms* com a temperatura.

**Materiais e Métodos:** Utilizou-se um *phantom* paralelepipedico, homogêneo, de gelatina contendo nanopartículas de óxido de ferro (Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub>). Com esse *phantom*, obteve-se dados de ultrassom e PA em função de temperaturas de 29°C a 42°C. Para tanto, utilizou-se uma cuba, preenchida com água destilada, com sistema de temperatura controlável, a qual apresentava acoplamento de dois transdutores de ultrassom monocanal, conectados a um gerador de sinal e osciloscópio. Estes dados foram processados em ambiente MATLAB para avaliação da amplitude do sinal PA e a velocidade do som do *phantom*.

**Resultados:** Os valores da média da amplitude do sinal PA obtido a partir de imagens e velocidade do som são exibidos na Figura 1.

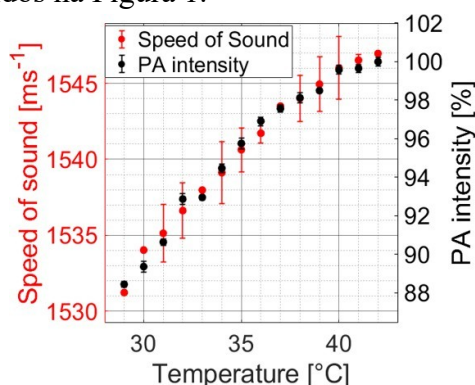


Figura 1- Gráfico da velocidade do som (m/s) e intensidade relativa do sinal fotoacústico em relação à temperatura (°C).

**Conclusões:** Conclui-se que a intensidade do sinal PA e a velocidade do som são dependentes da temperatura do material, de modo que para materiais e tecidos a base de água- como o *phantom* de gelatina-, tais grandezas aumentam com o aumento da temperatura.



## IMPACT OF TEMPORAL DELAYS ON FUNCTIONAL CONNECTIVITY MOTIFS: IMPLICATIONS FOR HAND TASK DIFFERENTIATION IN BCIs

Pedro Felipe Giarusso de Vazquez<sup>1,2</sup>, Carlos Alberto Stefano Filho<sup>1,2</sup>, Gabriela Castellano<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Neurophysics Group, IFGW, UNICAMP; <sup>2</sup>BRAINN-FAPESP

contact: [p263293@dac.unicamp.br](mailto:p263293@dac.unicamp.br)

**Introduction:** Brain-Computer Interfaces (BCIs) represent a burgeoning frontier in human-computer interaction, with applications ranging from medical rehabilitation to electronic device control. While conventional Electroencephalogram (EEG) analysis methodologies have yielded valuable insights, the exploration of more subtle temporal structures, such as connectivity motifs at varying time lags, may unveil more robust discriminative features. This study aims to scrutinize the influence of distinct temporal lags on functional connectivity (FC) motifs in EEG data, with the objective of enhancing task-specific classification in BCIs.

**Materials and Methods:** A single volunteer participated in 12 separate sessions of Motor Imagery (MI) EEG recordings (g-tec, 16 electrodes, sampling rate of 256Hz) conducted on different days. Each session consisted of 5 runs, further subdivided into task blocks (6s), cue blocks (2s), and rest blocks (8s). The MI task involved the imagined opening and closing of hands. Task presentation was randomized, maintaining four tasks per hand within each run. The EEG signals were filtered in specific frequency bands ( $\mu$  8-12Hz and  $\beta$  13-31Hz) and blink artifacts were removed. One-second epochs were used for the calculation of functional connectivity, computed using the Motif Synchronization (MS) method [1] with time lags from 0 to 8 samples.

**Results:** Our preliminary results indicated that time lags of 5, 6, and 8 samples (approximately 19.5 ms to 31.25 ms) showed higher levels of connectivity compared to the no-lag (0 samples) method, which is subject to volume conduction.

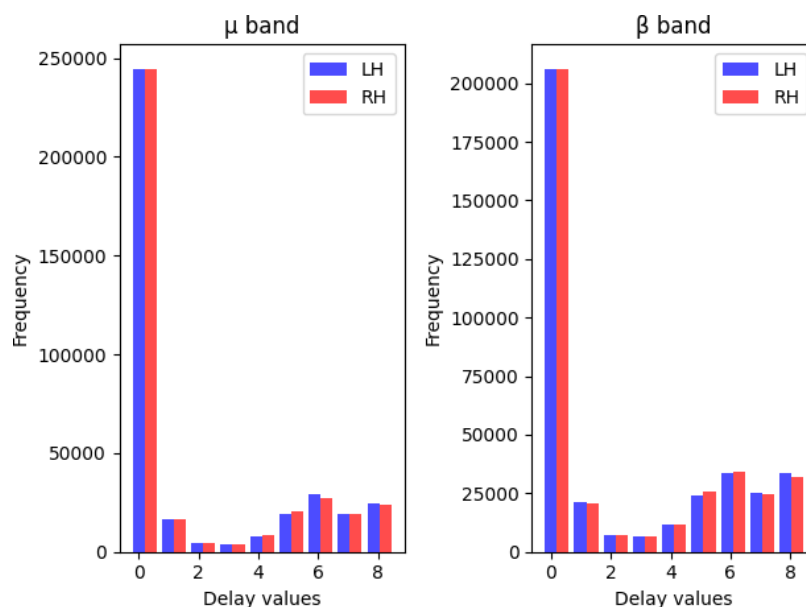


Figure 1. Histogram comparing the frequency of left-hand and right-hand time lags in the MS method.

**Conclusions:** The elevated levels of FC observed at time lags of approximately 19.5 ms to 31.25 ms present intriguing possibilities for the field of BCIs. These time lags may potentially encapsulate key temporal dynamics of neural synchronization, thereby offering robust discriminative features for hand task classification. Moreover, the usage of time-lagged motifs helps to mitigate the effects of volume conduction, a phenomenon that can distort connectivity measures. Further statistical tests are needed to establish the significance of these findings, and additional studies could explore whether these time lags remain effective in larger, more diverse subject populations.

**References:**

- [1] Rosário, R. S., Cardoso, P. T., Muñoz, M. A., Montoya, P. & Miranda, J. G. V. Motif-Synchronization: A new method for analysis of dynamic brain networks with EEG. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications* **439**, 7–19 (2015).

## ESTIMATIVA DE SEXO E IDADE A PARTIR DE RADIOGRAFIA PANORÂMICA ODONTOLÓGICA UTILIZANDO INTELIGÊNCIA ARTIFICIAL

Pultrini D.R, Murta L.O.<sup>2</sup>, Machado L.F<sup>3</sup>

Departamento de Computação e Matemática - Universidade de São Paulo-USP

contato: [davi.pultrini@usp.br](mailto:davi.pultrini@usp.br)

**Introdução:** O projeto teve como objetivos a utilização de radiografias panorâmicas para estudo da odontologia forense que atualmente dependem de dados antemortem para comparação [1], que ultimamente têm sido combinados com a Inteligência Artificial (IA) para uma análise mais rápida e precisa. Entretanto, as atuais aplicações das IA vêm sendo utilizadas na segmentação e classificação e numeração dos dentes para a estimativa de idade, por exemplo [2].

Foi realizado o estudo de modelos de redes neurais para estimativa de idade e sexo por meio de radiografia panorâmica, que por ser o exame de imagem mais utilizada na parte clínica acabam por dar importantes informações quando vamos estudar em casos *antemortem* e *post-mortem* (Oktay, 2017). Por conta desta informação a imagem vem sendo utilizada como alvo de pesquisa forense [3,4].

Neste caso, como a estimativa seria de idade e sexo, foi realizado a construção de 2 modelos, um para idade realizando uma regressão, e outro para sexo, realizando uma estimativa. Uma dificuldade foi o desbalanceamento dos dados utilizados, tanto para idade quanto para sexo.

**Materiais e Métodos:** Neste estudo foi utilizado as imagens de radiografia panorâmica de 1000 pacientes adquiridas no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto (HC-FMRP), na Universidade de São Paulo, e que já foram aprovadas pelo comitê de ética da faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão (FFCLRP) sob requerimento da pesquisa intitulado ‘*Aplicação de Modelos de inteligência artificial na avaliação do risco de osteoporose através de radiografias panorâmicas odontológicas*’, de número CAAE 46166821.1.0000.5407.

O modelo de aprendizado de máquina que foi utilizado como base é chamado de Deep Learning, mais especificamente os modelos de CNNs (Convolutional Neural Networks), ou seja, um modelo que aprende que aprende com o ambiente de treino dela automaticamente. Testamos as arquiteturas com seus hiperparâmetros na construção de modelos de determinação de sexo e estimativa de idade, para a determinação do sexo foi implementado modelo de classificação de imagem. Os modelos foram avaliados por meio dos dados separados para validação e teste.

Ambos os modelos utilizaram a linguagem de programação python e a biblioteca open source TensorFlow 2, que possui inúmeros componentes de CNNs já implementados bem como arquiteturas pré treinadas, cada um com 300 epochs, com diferenças onde o sexo tem ativador sigmoid, para retornar 0 ou 1 e o outro relu, para devolver um valor inteiro próximo do encontrado pela DNN.

**Resultados e discussões:** O experimento teve como resultado duas IA diferentes, uma para estimativa do sexo das pessoas e outra uma regressão de idade. A primeira IA obteve um êxito considerável pelo desbalanceamento de dados é que mostrado pela matriz de confusão

(1) do conjunto de teste mostra resultado gratificante, tendo em vista que 0 representa feminino e 1 masculinos. Foi concebido uma acurácia de 62% para masculino e 28% para feminino. Este primeiro modelo foi construído utilizando os parâmetros pré-treinados do EfficientNetV2, um modelo treinado pelo Google para classificação de imagens de carro, flores entre outras imagens do cotidiano. Este modelo foi escolhido pela velocidade de treinamento e a alta assertividade mesmo com menos parâmetros que os outros modelos construídos pela Google.

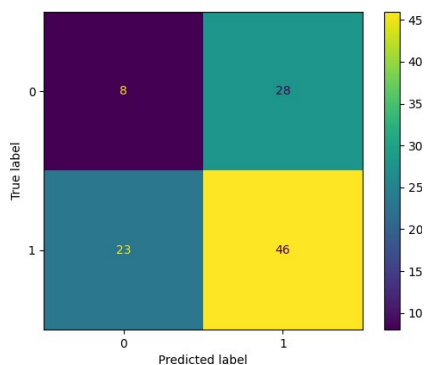


Figura 1. Matriz confusão do conjunto de validação analisado onde o eixo x representa o que foi encontrado e y o valor verdadeiro.

Ao estudarmos a segunda IA, ela foi construída sem a utilização do EfficientNetV2, mostrando melhor resultado para com a regressão, como mostrado na figura 2, os valores de verificação encontrados mostram que o teste apresenta  $R^2=0.03$ , o de treino  $R^2=0.96$  e o de validação  $R^2=0.45$ . Os valores que foram encontrados para validação foram muito baixos, mostrando um grande problema para aplicar os resultados em grupos fora do grupo de treino, pode-se afirmar que o método utilizado não foi bom por conta disso, podemos continuar com a ideia de regressão aplicando uma validação cruzada, para ter resultados mais generalizados e aumentar a quantidade de dados para pessoas mais novas, que é notavelmente onde há menos predições.

Como notado, um valor muito maior para o treino, se categorizando com um possível overfitting, uma das maneiras que estão sendo estudados para melhorar este resultado, além da comentada acima, é transformar em outro modelo de classificação, porém, com grupos de idade específico, tendo uma estimativa entre cada intervalo de idade.

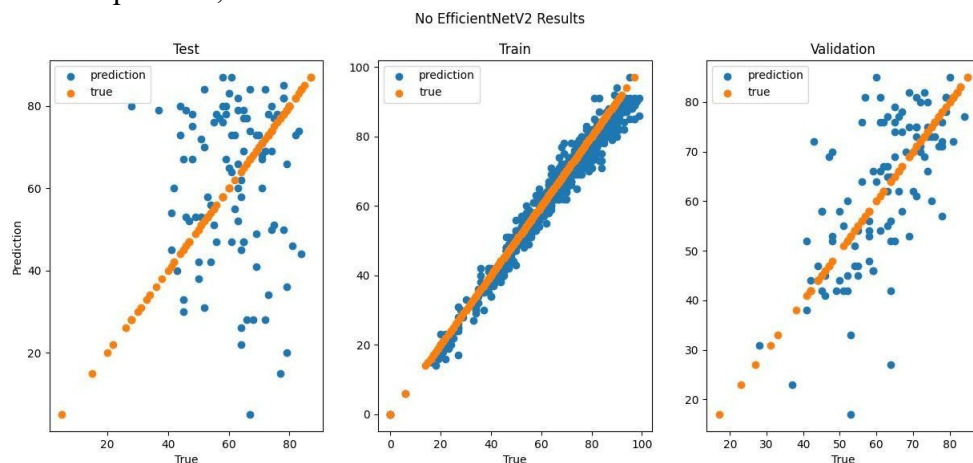


Figura 2 - Gráfico de regressão com o resultado obtido sem o EfficientNetV2. Na esquerda temos o gráfico de com os dados de teste, centro os dados de treino e na direita os dados de validação, o laranja mostra o valor real e o azul o valor encontrado, o eixo x é o valor real e o y o valor de predição.

É possível notar a alta concentração de respostas para altos valores de idade, e também a maior quantidade de respostas próximas do correto, este resultado se dá pela diferença da quantidade de dados utilizados para cada idade. Um método para resolver este problema é aumentarmos a quantidade de dados por meio de rotação das imagens até ter uma quantidade parecida de ambas as variações.

**Conclusão:** Após a realização do experimento, foi possível obter conhecimento suficiente sobre modelos de inteligência artificial e saber qual devo escolher para cada situação. Mesmo com os resultados não apresentando resultados totalmente satisfatórios, é notado uma maneira de corrigir e aprimorar, podendo ter resultados satisfatórios futuramente, com implemento de técnicas demoradas e de treinamento dos modelos.

### Referências Bibliográficas

- [1] AGES, Vinícius Aguiar et al. A IMPORTÂNCIA DA DOCUMENTAÇÃO ODONTOLÓGICA DE USUÁRIOS DE DROGAS INSTITUCIONALIZADOS PARA A IDENTIFICAÇÃO POST MORTEM: RELATO DE CASO. *Revista Brasileira de Odontologia Legal*, v. 4, n. 3, 2017.
- [2] KHANAGAR, S. B. et al. Developments, application, and performance of artificial intelligence in dentistry—A systematic review. *Journal of dental sciences*, v. 16, n. 1, p. 508-522, 2021.
- [3] ROCHA PEREIRA, S.D. et al. VANTAGENS E LIMITAÇÕES EM UMA IDENTIFICAÇÃO ODONTOLÓGICA RADIOGRÁFICA—RELATO DE CASO PERICIAL. *Revista Brasileira de Odontologia Legal*, v. 8, n. 3, 2021.
- [4] PINTO, P.H.V. et al. Uso de acervos de imagens em pesquisas na Odontologia Legal: reflexões éticas, bioéticas e legais. *Medicina (Ribeirão Preto)*, v. 54, n. 1, p. e4172960-e4172960, 2021;

## EFEITOS DA RADIOTERAPIA NO TECIDO CEREBRAL DE PACIENTES COM TUMORES AVALIADOS POR IMAGENS DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

Ludeña E.J.\*, Leoni R.F.

Departamento de Física da FFCLRP - Universidade de São Paulo

Contato: [erika.ludena@usp.br](mailto:erika.ludena@usp.br)

**Introdução:** Com a sobrevivência geral de pacientes com tumores cerebrais tratados aumentando, a relação da incidência e gravidade das lesões cerebrais induzidas por radiação com a dose recebida pelo tecido cerebral está se tornando uma questão frequente [1,2]. A radioterapia (RT) desempenha um papel significativo no tratamento de neoplasias cerebrais, tanto primárias quanto metastáticas. Como resultado, o interesse pelo impacto da RT na espessura e no volume cortical tem crescido nos últimos anos, sugerindo uma atrofia dependente da dose [1,2]. Alterações morfológicas no hipocampo, substância branca e cinzenta relacionadas à lesão cerebral induzida por radiação podem ser vistas em imagens por RM de rotina, como imagens ponderadas em T1 (T1-weighted) e T2 (T2-weighted), com atenuação de fluido (FLAIR-fluid attenuated inversion recovery) e ponderadas em difusão (DWI, diffusion-weighted imaging) [1].

Embora alguns estudos na literatura já tenham identificado que a radiação induz lesões nos tecidos cerebrais saudáveis após a radioterapia, evidências de alta qualidade ainda estão faltando. Além disso, um estudo piloto prévio foi conduzido, o qual confirmou alterações nos valores volumétricos das regiões cerebrais com base no atlas utilizado (Neuromorphometrics, no SPM-CAT12), ao comparar os dados antes e depois da RT. No entanto, o referido trabalho não estabeleceu uma correlação detalhada entre a redução do volume e a quantidade de dose recebida.

Portanto, o objetivo do presente estudo é avaliar os efeitos da radiação na espessura cortical e nas alterações volumétricas das estruturas cerebrais, estabelecendo uma relação com a dose local administrada. Para isso, empregamos uma estratégia de segmentação aprimorada, que envolve a combinação de 3D Slicer e FreeSurfer, comparando com os resultados obtidos no estudo piloto.

**Materiais e Métodos:** O presente projeto usou as imagens adquiridas no Serviço de Ressonância Magnética do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto (HCFMRP – USP). Nessa primeira etapa foram analisadas imagens de 20 pacientes diagnosticados com tumor na hipóse (12 mulheres e 8 homens, todos na faixa etária de 26-86.) e tratados com RT no HCFMRP – USP. Todos os pacientes realizaram o exame de IRM antes e após o tratamento. O protocolo de IRM incluiu imagem ponderada em T1 com aquisição 3D de alta resolução espacial, imagem axial ponderada em T2, imagem com atenuação de fluido (FLAIR) e imagem ponderada em perfusão (DWI). Além disso, esses pacientes possuem imagens de tomografia computadorizada que têm associadas a elas mapas de dose e do volume alvo planejado (PTV, planning target volume). Esses foram gerados para o planejamento da RT.

O processamento das imagens seguirá os seguintes passos. Primeiramente, as imagens ponderadas em T1 serão registradas às imagens de tomografia computadorizada por meio do

módulo "ANTSRRegistration" (Advanced Normalization Tools) no 3D Slicer. Em seguida, regiões do PTV serão excluídas das IRM para não serem consideradas em futuras análises. Essas etapas serão realizadas em rotinas próprias desenvolvidas em Python e 3D Slicer.

Posteriormente, as imagens ponderadas em T1 serão segmentadas para estimativa de espessura cortical e volume de estruturas cerebrais. Essa etapa será realizada utilizando o FreeSurfer, que constitui um pipeline para neuroimagem confiável e preciso em comparação com abordagens tradicionais. Valores de espessura cortical e volume de estruturas corticais e subcorticais serão obtidos utilizando os atlas DK40 e neuromorphometrics, respectivamente.

As alterações na espessura cortical e no volume serão avaliadas por meio da comparação dos dados antes e depois do tratamento de radioterapia (RT) e serão correlacionadas com a dose recebida em cada região.

**Resultados:** Como este trabalho é baseado em um estudo piloto, apresentaremos aqui os resultados parciais das alterações na espessura cortical e no volume, obtidos por meio da análise dos dados de 20 indivíduos mencionados anteriormente. Isso visa validar o que é relatado na literatura e no estudo piloto anterior, assim como identificar com maior precisão as regiões cerebrais mais sensíveis à radiação ionizante por meio de um monitoramento detalhado antes e após o tratamento com RT.

**Conclusão:** Por enquanto, não podemos fazer afirmações conclusivas sobre o objetivo principal deste trabalho devido ao tamanho ainda limitado de nossa amostra de dados. Nossa meta é expandir o estudo para incluir pelo menos 200 pacientes, abrangendo diferentes faixas etárias tanto em homens quanto em mulheres e também considerando outro tipo de tumores cerebrais. A intenção é correlacionar os valores das mudanças na espessura cortical e no volume com as variáveis como a idade, a dose recebida em cada região e o tipo de tumor, com o objetivo de identificar marcadores quantitativos em imagens de ressonância magnética que possam ser usados no planejamento radioterápico personalizado e adaptativo para pacientes com tumores cerebrais. Além disso, estudar a evolução temporal, especialmente nos casos em que os pacientes possuam pelo menos duas imagens de controle após a RT.

### Referências Bibliográficas

- [1] Nagtegaal, S. H., David, S., Snijders, T. J., Philippons, M. E., Leemans, A., & Verhoeff, J.J. (2020). Effect of radiation therapy on cerebral cortical thickness in glioma patients: treatment-induced thinning of the healthy cortex. *Neuro-Oncology Advances*, 2(1), vdaa060.
- [2] Lee, H. I., Kang, M. K., Hwang, K., Kim, C. Y., Kim, Y. J., Suh, K. J., ... & Jang, B. S. (2022). Volumetric changes in gray matter after radiotherapy detected with longitudinal magnetic resonance imaging in glioma patients. *Radiotherapy and Oncology*, 176, 157-164.
- [3] Hou, X., Yang, D., Li, D., Liu, M., Zhou, Y., & Shi, M. (2020). A new simple brain segmentation method for extracerebral intracranial tumors. *PLoS One*, 15(4), e0230754.

## OBTENÇÃO DE IMAGENS ELASTOGRÁFICAS DA MAMA USANDO ULTRASSOM ROBÓTICO

Basseto B. A., Uliana J. H., Pavan, T. Z., Carneiro, A. A. O.

Departamento de Física da FFCLRP - Universidade de São Paulo

contato: [barbarabasseto@usp.br](mailto:barbarabasseto@usp.br)

**Introdução:** O projeto em questão teve como estudo o uso de um protótipo desenvolvido pelo Grupo de Inovação em Instrumentação Médica de Ultrassom (GIIMUS) [1], destinado a utilizar o ultrassom comercial para a obtenção de imagens da mama renderizadas. Esse estudo foi conduzido com a participação de dez voluntárias. A abordagem inovadora visou aprimorar a visualização e a compreensão dos tecidos mamários, dando atenção ao caso de mamas densas e jovens, o qual o diagnóstico de lesões na mama são mais complicados com outros tipos de exames por imagem [2].

**Materiais e Métodos:** O módulo de varredura 3D da mama compreende um transdutor de ultrassom linear que opera em conjunto com um sistema automatizado cujo o controle do sistema foi efetuado por meio de um *Arduino UNO*. Quando o sinal de onda foi transmitido para a máquina de aquisição (*Sonix RP - Ultrasonix*), o motor de passos foi ativado, permitindo a captura de uma imagem panorâmica tridimensional das mamas. A cada pulso recebido, a máquina realizou a aquisição de um mapa de *RF* composto por 60 imagens, que foram sequencialmente armazenadas até completar a rotação completa de 360 graus necessária para a construção da imagem 3D.

Esses dados foram posteriormente utilizados para a reconstrução das imagens tridimensionais no modo-B, por meio de um script no ambiente *MATLAB - MathWorks*. Ao término de cada processo de reconstrução, geraram-se arquivos contendo o volume resultante em um formato compatível para a renderização final no software *3D Slicer*.

**Resultados e Discussões:** A priori para análise da eficácia do método, utilizou-se de um *phantom* o modelo foi desenvolvido pela empresa *Gphantom*<sup>®</sup> e contém inclusões, na Figura 1 pode-se perceber a presença das mesmas, provando que o sistema é satisfatório.

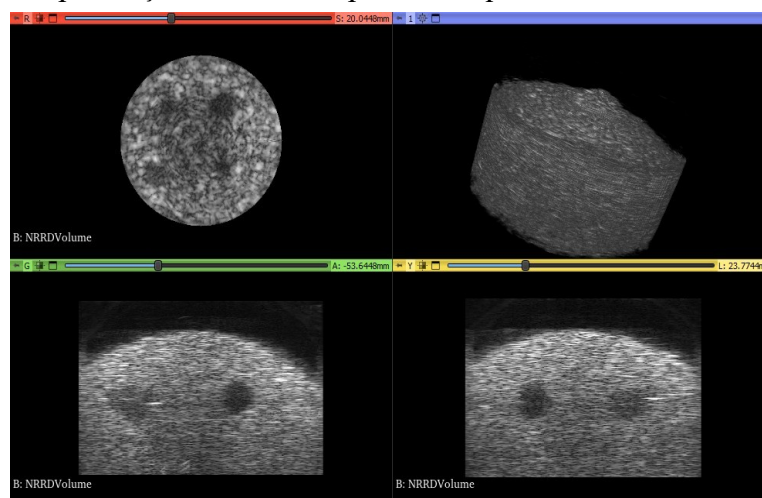


Figura 1: reconstrução das imagens obtidas com a utilização do *phantom* vista axial



(vermelho), sagital (verde), coronal (amarelo) e reconstrução volumétrica (azul), as inclusões mostram um contraste em preto com o restante do tecido mamário.

A posteriori, implementou-se o mesmo processo para a obtenção de imagens de mamas de 10 pacientes com idades entre 18 e 36 anos. As voluntárias deitaram-se em uma maca com 1 cavidade para posicionamento de cada uma de suas mamas por vez. A pesquisa foi devidamente aprovada pelo comitê de ética (CAAE N° 68353323.8.0000.5407). Houveram alguns problemas para o posicionamento das voluntárias, mas de modo geral as imagens obtidas foram condizentes com o esperado sendo possível a análise do tecido mamário.

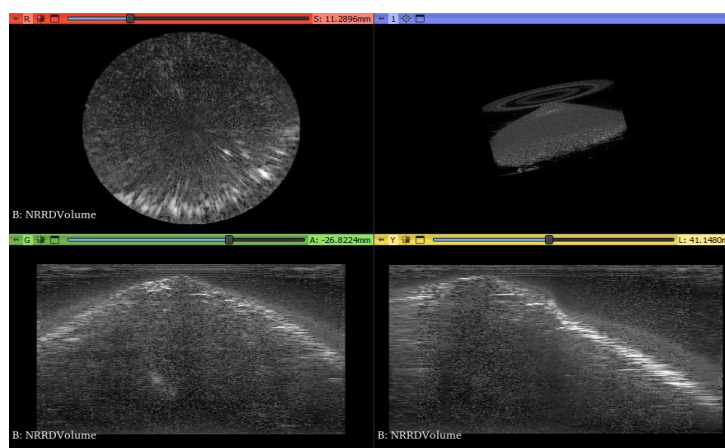


Figura 2: Vista axial (vermelho), sagital (verde), coronal (amarelo) e reconstrução volumétrica (azul) da mama de uma das voluntária

**Conclusões:** Enfrentaram-se desafios durante o estudo, especialmente relacionados à variação no tamanho das mamas das voluntárias, o que por vezes dificultou o correto posicionamento contra o cilindro de acrílico. Apesar dessas dificuldades, as imagens resultantes foram consideradas satisfatórias, evidenciando a eficácia do método proposto. Além disso, é importante destacar que o exame foi realizado de forma rápida, com uma média de apenas 5 minutos para cada mama, sem causar desconforto, dor ou expor as pacientes à radiação ionizante, como ocorre em outros procedimentos médicos [3].

Vale ressaltar também que o sistema desenvolvido se mostra de fácil manutenção e operação, não requerendo habilidades complexas para a aquisição das imagens. Portanto, sua integração na rotina clínica é viável e promissora, tendo como próximos passos a implementação de novos métodos de aquisição, em atenção especial à elastografia (exame específico para o estudo das propriedades dos tecidos moles e diagnóstico de doenças que os afetam) [4].

### Referências Bibliográficas

- [1] L. S. A. Vivian, Protocolo de Imagem 3D de Mama Multimodal: Modo-B, Doppler e Sonoelastografia. Outubro 2020.
- [2] P. Chevallier et al., “Influence of operator experience on performance of ultrasound-guided percutaneous liver biopsy,” *Eur. Radiol.*, vol. 14, no. 11, pp. 2086–2091, 2004.
- [3] R. F. Júnior, W. F. Fiori, F. J. de F. Ramos, E. Godinho, and R. M. S. Rahal, “Desconforto e dor durante realização da mamografia,” *Rev. Assoc. Médica Bras.*, vol. 52,

no. 5, pp. 333–336, 2006.

[4] Sarvazyan A, Hall TJ, Urban MW, Fatemi M, Aglyamov SR, Garra BS. Visão geral da elastografia – um ramo emergente da imagem médica. Avaliações atuais de imagens médicas, 2011, 7(4):255-282.

## ANÁLISE DA RIGIDEZ DE UM *PHANTOM* POR MEIO DA TÉCNICA DE ELASTOGRAFIA POR ONDAS DE CISALHAMENTO

Prado, M. E. C. S. \*, Uliana, J. H., Carneiro, A.A.O., Pavan, T. Z.,

Departamento de Física - FFCLRP - Universidade de São Paulo

contato: [mariah.prado@usp.br](mailto:mariah.prado@usp.br)

**Introdução:** A elastografia por ondas de cisalhamento (SWE) é uma técnica de diagnóstico por imagem utilizada para avaliar a rigidez tecidual. Nessa técnica, ondas mecânicas de cisalhamento de baixa frequência (<1 kHz) são geradas em resposta a uma força de radiação acústica impulsiva (ARFI), induzindo deslocamentos localizados de pequena amplitude no tecido. Esses deslocamentos são detectados após o processamento das imagens de ultrassom. As ondas de cisalhamento se propagam em uma direção perpendicular à direção da força aplicada. Com o ultrassom é possível detectar o tempo que leva para a onda de cisalhamento (SW) se propagar entre dois pontos, possibilitando estimar o módulo de rigidez do tecido. A partir dessa técnica, iremos desenvolver um protocolo para caracterizar a anisotropia de tecidos musculares. Como primeira parte deste estudo, desenvolvemos um método para avaliar a elasticidade de *phantoms* por SWE.

**Materiais e Métodos:** Foi utilizado um *phantom* CIRS Elasticity QA Model 049 possuindo 4 inclusões de diferentes rigidezes. Para obtenção das imagens de elasticidade por ondas de cisalhamento, foi utilizado um transdutor linear Philips ATL L7-4 (Philips, Andover, MA), operando em 5,2 MHz, o qual foi conectado a um sistema de ultrassom Verasonics Vantage 256 (Verasonics, Kirkland, WA). Foi aplicado gel de ultrassom no simulador de tecido para garantir um bom contato entre o transdutor e o material. Para o experimento, a taxa de aquisição das imagens foi de 10 kHz. Primeiramente, um pulso ARFI foi emitido pelo transdutor, gerando as ondas de cisalhamento, depois, os sinais de eco são recebidos, armazenados na memória local da Verasonics e por fim os dados são transferidos para o computador host. Esses dados são adquiridos de forma matricial, para então realizar o processo de reconstrução da imagem no ambiente MATLAB. O algoritmo para estimar a velocidade de propagação da SW é baseado no cálculo de seu tempo de voo. Com isso, conseguimos gerar mapas de velocidade de propagação no *phantom*. Pensando em um material linear, isotrópico e elástico, é possível quantificar a elasticidade do tecido a partir da relação abaixo:

$$E = 3 * \rho * c^2, \quad [1]$$

em que  $c$  é a velocidade da onda de cisalhamento e  $\rho$  é a densidade do tecido.

**Resultados e Discussões:** Como utilizamos um *phantom* com inclusões já caracterizadas, foi possível comparar a elasticidade de duas inclusões, sendo uma macia (inclusão I) e outra rígida (inclusão II). A densidade do material é de 1,181 kg/m<sup>3</sup> e a velocidade da onda de cisalhamento estimada para as inclusões foi de  $c = 2,07$  m/s para a inclusão I e  $c = 2,98$  m/s para a inclusão II. Ao utilizar a equação 1 obtivemos valores de elasticidade de 15,18 kPa para a inclusão I e 31,46 kPa para a inclusão II. Resultando em valores próximos ao de referência fornecidos pelo fabricante.

Na imagem abaixo, representamos a SWE nas inclusões I e II, sendo possível estimar o valor da velocidade através da escala de cores. Além disso, é possível comparar a diferença de rigidez entre a inclusão e o meio circundante.

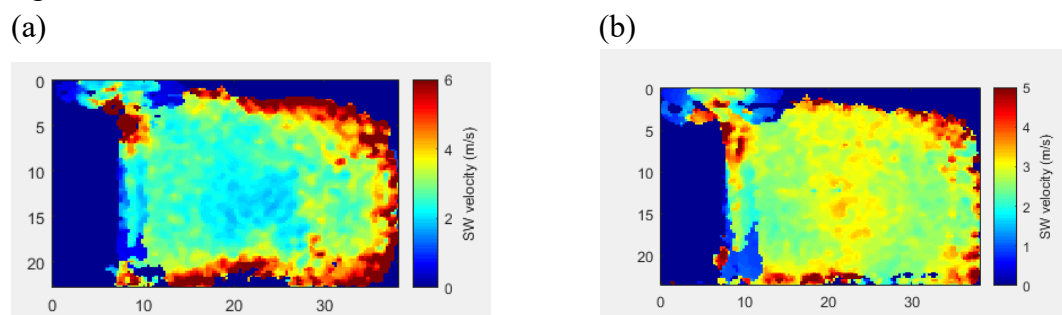


Figura 1: (a) Mapa de elastografia da onda de cisalhamento indicando a variação da velocidade no espaço na inclusão de menor rigidez. (b) Variação da velocidade no espaço na inclusão de maior rigidez.

**Conclusões:** Constatou-se que a SW apresenta uma maior velocidade ao atravessar a inclusão de maior rigidez. Com a velocidade da onda, conseguimos estimar a elasticidade das amostras I e II e comparar com os valores de gabarito fornecidos pelo fabricante, obtivemos resultados consistentes.

### Referências Bibliográficas

- [1] Bruno C, Minniti S, Bucci A, Pozzi Mucelli R. ARFI: from basic principles to clinical applications in diffuse chronic disease-a review. *Insights Imaging*. 2016 Oct;7(5):735-46. doi: 10.1007/s13244-016-0514-5. Epub 2016 Aug 23. PMID: 27553006; PMCID: PMC5028343.

## BIOMECÂNICA DA FIXAÇÃO DE FRATURA DA DISJUNÇÃO DA SÍNFISE PÚBICA OSTEOPORÓTICA

Ricoboni L,T.<sup>1</sup> ,\* Battaglion L, R.<sup>2</sup>,Freitas,A.<sup>3</sup> Shimano A, C.<sup>4</sup>

Departamento de Ortopedia e Anestesiologia - FMRP – Universidade de São Paulo

contato: [leonardo.rigobello@usp.br](mailto:leonardo.rigobello@usp.br)

**Introdução:** A pelve é uma estrutura geométrica complexa que compreende inominados bilaterais e sacro conectando o tronco e os membros inferiores (2,3). A disjunção da sínfise púbica (DSP) dificulta a conexão entre os ísquios bilaterais e os ossos púbicos, resultando em instabilidade do anel pélvico anterior (1).

Os protocolos comuns de intervenção para a DSP utilizam configurações envolvendo placas de reconstrução combinadas com parafusos corticais (4). Esses métodos variam em termos de posicionamento e extensão dos parafusos na placa, resultando em duas categorias de montagens: uma com parafusos cruzados e outra com parafusos paralelos, ambos aplicados no tratamento da DSP (5).

Nesse contexto, a aplicação da simulação biomecânica através do Método dos Elementos Finitos nos permite avaliar, qual a melhor opção de fixação da DSP (6).

**Objetivo:** Avaliar a biomecânica de duas montagens, utilizando placa de reconstrução, variando o posicionamento de parafusos corticais, na fixação da fratura da disjunção da sínfise púbica osteoporótica.

**Material e Método:** Foram utilizadas as imagens de tomografia computadorizada da cintura pélvica com osteoporose.

Os arquivos originais em formato DICOM foram convertidos para o formato STL usando o programa Invesalius®, conforme mostrado na Figura 1, a. A partir do arquivo STL, foi feita a modelagem da pelve osteoporótica usando o software Rhinoceros™. As representações 3D das placas e parafusos foram criadas com base em medidas obtidas usando um paquímetro, ilustrado na Figura 1, b c.

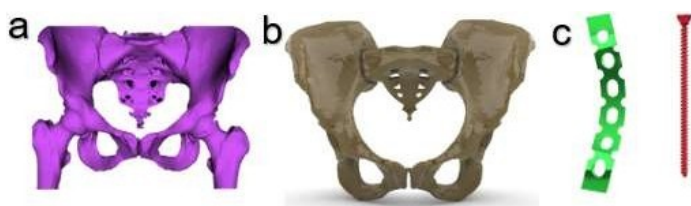


Figura 1: a – Pelve com fêmur no Programa Invesalius®, b – Pelve no programa Rhinoceros™, c – placa e parafuso no programa Rhinoceros™.

Foram modelados dois modelos de comparação M1 com parafusos cruzados e M2 com parafusos paralelos figura 2.

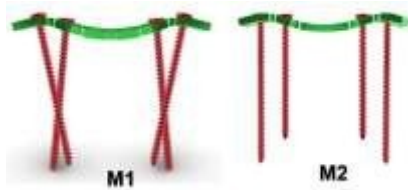


Figura 2: Montagens M1 parafuso cruzados e M2 parafusos paralelos no programa Rhinoceros™.

Foi feita a Simulação pelo MEF utilizando o programa SimLAB™, utilizando, como condições de contorno 200N na direção do eixo x e 300 no eixo z, aplicando o carregamento na região do acetábulo, as propriedades dos materiais foram adicionadas nos modelos e o tipo de malha escolhida foi a tetraédrica figura 3.



Figura 3: Pelve com suas condições de contorno, propriedades dos materiais definidas e malhas no programa SimLAB™.

**Resultados:** Observamos que a montagem M1 apresenta valores de tensões Equivalente de Von Mises 287,6 MPa na placa e 14,31 MPa de nos parafusos para o modelo M2 os valores são de 365,4 MPa na placa e 82,1 MPa nos parafusos.

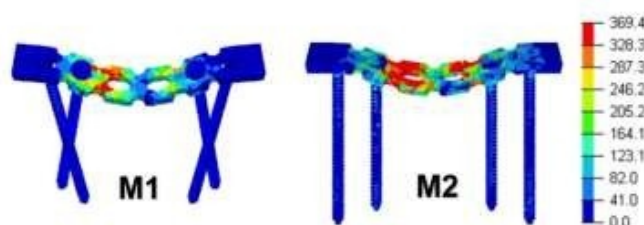


Figura 4: Resultados M1 e M2 com sua escala.

**Conclusão:** Os parafusos cruzados M1 com sua placa exibem menor tensão equivalente de Von Mises em comparação com M2. No caso de M2, há uma região central com concentração de tensões, o que pode resultar em um potencial falha do material.

#### Referências Bibliográficas

- 1 GALI, Julio Cesar.,et al.: Osteoporose. Acta Ortopédica Brasileira. São Paulo, v. 9, n. 2, p. 53-62,
- 2 Becker I.,et al: A sínfise púbica humana adulta: uma revisão sistemática. J Anat. 2010;217(5):475–87.
- 3 Icke C., et al: Padrão de estresse normal da sínfise púbica. Anat Cell Biol. 2014;47(1):40- 44
- 4 He Y., et al: Tratamento de hemipelvectomy traumática parcial: um estudo de 21 casos. J Bone Joint Surg Am. 2019;101(9):e36.

- 5 Aggarwal S., et al: Management outcomes in pubic diastasis: our experience with 19 patients. J Orthop Surg Res. 2011;6:21.
- 6 Battaglion, L.R., et al: Estabilização e fixação de fraturas distais do rádio. Uso do método dos elementos finitos. Dissertação de Mestrado. Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

## SYNTHETIC 2D BREAST IMAGE GENERATION FROM 3D DIGITAL MAMMOGRAPHY TOMOSYNTHESIS VOLUMES USING MAXIMUM INTENSITY PROJECTION (MIP) TECHNIQUE

Campisi *P.*<sup>1</sup>, Patrocínio *A.*<sup>2</sup>, Carneiro *P.*<sup>3</sup>

Laboratório de Engenharia Biomédica–Universidade Federal de Uberlândia

contact: [pedro.campisi@ufu.br](mailto:pedro.campisi@ufu.br)

**Introduction:** Breast cancer is the leading cause of death among women [1]. In this context, the use of image-based diagnostics plays a crucial role in treatment effectiveness and speeding up recovery. Therefore, breast tomosynthesis has proven to be an effective tool in detecting nodules and microcalcifications, thanks to its ability to create a 3D volume with multiple slices [2]. However, interpreting diagnoses in these multiple slices is slower and more challenging than in a single 2D volume. For this reason, the reconstruction of synthetic 2D breasts from these slices aids in faster and more accurate diagnosis [3].

**Materials and Methods:** In the development of this study, we utilized three 3D volumes in DICOM format from three distinct patients. Each of these volumes contains 67, 71, and 39 slices, respectively. All these images are available and publicly accessible in the database [4]. Initially, we applied a median filter with a 3x3 mask to each slice individually, with the purpose of reducing noise. Next, we employed the Maximum Intensity Projection (MIP) technique, which is a 3D image visualization method that projects the maximum intensity value along a specific direction in the 3D volume [5].

**Results:** Figure 1 displays the outcome of applying MIP to the slices of the three patients. The limitation of this database is that it lacks a 2D digital mammographic image for comparison with the synthetic breast generated. Therefore, in the upcoming stages of this study, we will seek a more comprehensive database that includes a 2D digital breast image and explore techniques for validating the quality of the MIP method.

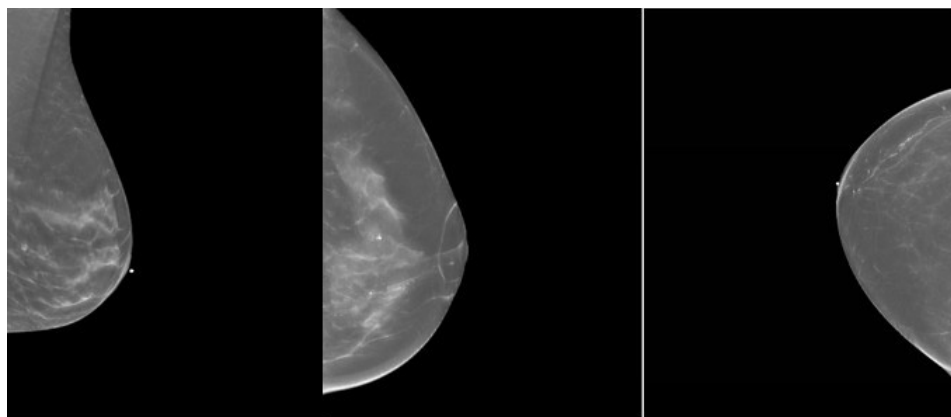


Figure 1: Three synthetic breasts built from 3d volumes of breasts using the mip method.

**Conclusions:** When performing a qualitative analysis of the three reconstructed images, it is evident that, despite some minor imperfections, the results appear visually satisfactory.



However, without access to a 2D digital breast and validation methods, it is not possible to reach any definitive conclusions about this method. Therefore, the future of this work involves addressing these two issues, thus enabling the research to continue.

### References:

1. Z. Momenimovahed and H. Salehiniya, "Epidemiological characteristics of and risk factors for breast cancer in the world," *Breast Cancer: Targets and Therapy*, vol. 11. Dove Medical Press Ltd., pp. 151–164, 2019. doi: 10.2147/BCTT.S176070.
2. Ciatto, S., et al. "Integration of 3D digital mammography with tomosynthesis for population breast-cancer screening (STORM): a prospective comparison study." *The Lancet Oncology* 14.7 (2013): 583-589.
3. G. van Schie, R. Mann, M. Imhof-Tas, and N. Karssemeijer, "Generating Synthetic Mammograms From Reconstructed Tomosynthesis Volumes," in *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 32, no. 12, pp. 2322-2330, Dec. 2013, doi: 10.1109/TMI.2013.2281738.
4. wiki.cancerimagingarchive.net. (n.d.). Breast Cancer Screening - Digital Breast Tomosynthesis (Breast-Cancer-Screening-DBT) - The Cancer Imaging Archive (TCIA) Public Access - Cancer Imaging Archive Wiki. [online] Available at: <https://wiki.cancerimagingarchive.net/pages/viewpage.action?pageId=64685580>. Acesso em: 06 set 2023.
5. Fishman, E. K., Ney, D. R., Heath, D. G., Corl, F. M., Horton, K. M., Johnson, P. T., & Babb, J. S. (2006). Volume rendering versus maximum intensity projection in CT angiography: what works best, when, and why. *Radiographics*, 26(3), 905- 922. <https://doi.org/10.1148/rg.263055186>

## APRENDIZADO DE MÁQUINAS EM CARACTERÍSTICAS RADIÔMICAS PARA O AUXÍLIO AO DIAGNÓSTICO EM IMAGENS HISTOLÓGICAS DE CÂNCER DE BOCA

Oliveira A.<sup>1</sup>, Rodrigues C.<sup>2</sup>, Furio O.<sup>2</sup>, Felipe J.<sup>2</sup>, Bachmann L.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Física, FFCLRP – Universidade de São Paulo

<sup>2</sup>Departamento de Computação e Matemática, FFCLRP – Universidade de São Paulo

contato: [arthutamo@usp.br](mailto:arthutamo@usp.br)

[carloosedrs@usp.br](mailto:carloosedrs@usp.br)

[octavio.furio@usp.br](mailto:octavio.furio@usp.br)

[jfelipe@ffclrp.usp.br](mailto:jfelipe@ffclrp.usp.br)

[l.b@usp.br](mailto:l.b@usp.br)

**Introdução:** Para elevar a eficiência no tratamento contra o câncer de boca é necessário um diagnóstico preciso e precoce. Tendo isso em mente, o emprego conjunto de algoritmos de aprendizado de máquinas (AM) e características radiômicas de imagens histológicas de H&E pode ser de grande valia como uma ferramenta de auxílio à tomada de decisão do patologista. Sendo assim, o objetivo geral deste trabalho é estudar a viabilidade do uso de características radiômicas extraídas de segmentos de imagens histológicas para treinamento de algoritmos de aprendizado de máquinas (AM) de maneira a auxiliar na identificação de tecido de boca cancerígeno.

**Materiais e Métodos:** Esse presente trabalho contou com, 64 amostras histológicas de tecidos de boca coloridos com H&E (32 de tecido saudável e 32 de tecido tumoral) das quais foram selecionadas 192 regiões de interesse (ROIs), 3 ROIs de cada imagem. Após a delimitação das ROIs, as mesmas foram submetidas a um pré-processamento que incluiu a conversão das ROIs para escala de cinza, a obtenção da intensidade média entre os diferentes canais do RGB e a aplicação de manipulações de brilho e contraste. Além disso, utilizou-se o filtro High-Boost para realçar estruturas e texturas que pudessem ser relevantes para a diferenciação visual das classes das ROIs (Tumor e Saudável). A fim de evitar o overfitting, cada ROI foi reamostrada em nove amostras, com posterior extração das características radiômicas de cada amostra, o que resultou em vetores de características com 93 atributos.

Com o intuito de aumentar a eficiência dos algoritmos, foi selecionado 45 atributos de um total de 93 originalmente extraídos de cada ROI. Essa seleção de atributos foi realizada por meio do software Weka. Para isso empregou-se uma técnica de ranking que utiliza a média geométrica das posições atribuídas por cada seletor e a posteriori normaliza a média usando a posição que o atributo assumiu nos 9 seletores de atributos do Weka. Após essa etapa foram treinados cinco algoritmos de aprendizado de máquinas (AM) sendo eles Support Vector Machine, Ada Boost Decision Tree, XGBoost, Multi Layer Perceptron (MLP) e Random Forest. As bases de dados para treinamento e teste dos algoritmos de AM consistem em vetores de características extraídos das amostras, sendo 80% das amostras para treino e 20% para teste. A separação das bases seguiu a abordagem interpaciente, na qual todas as amostras de um mesmo paciente, seja saudável ou cancerígena, devem estar presentes somente em uma base. O tempo de treinamento dos algoritmos não ultrapassaram os 30

minutos sob nossa base de treino em um servidor de sistema operacional Linux Ubuntu 22.04, com dois processadores Intel Xeon Silver, 192 GB de RAM e duas placas gráficas NVIDIA RTX A4000.

**Resultados e Discussões:** Com o intuito de avaliar o desempenho dos cinco algoritmos de aprendizado de máquina supervisionado foram empregados as seguintes métricas essenciais, como acurácia, sensibilidade, F1-score e área sob a curva ROC (AUC), e são apresentados na Tabela 1. Para o treinamento desses algoritmos foi empregado a matriz de confusão contendo 10 folds.

Tabela 1: Comparação de desempenho da rede profunda Proposta na base de validação

Classificador	Acurácia	Sensibilidade	F1-Score	AUC
Random Forest	96,29%	82,01%	82,37%	85,64%
XGBoost	95,37%	81,08%	81,95%	86,43%
Multi-layer Perceptron	94,75%	89,15%	79,94%	84,54%
AdaBoost Decision Tree	91,66%	81,74%	79,94%	84,54%
Support Vector Machine	93,51%	82,53%	81,03%	86,19%

É possível notar que alguns classificadores obtiveram resultados satisfatórios, apresentando um desempenho superior a 95%, o que valida o emprego desses algoritmos como um apoio à tomada de decisão do profissional de patologia no caso de imagens históricas de boca.

**Conclusões:** Por meio dos resultados obtidos no presente estudo, conclui-se que as características radiômicas de imagens histopatológicas carregam informações relevantes para classificação acurada de câncer de boca por meio de algoritmos de aprendizado de máquinas, demonstrando que a capacidade de generalização em novos dados é possível, nas métricas analisadas neste estudo, mostrando-se promissor para os fins propostos.

### Referências Bibliográficas

- [1] Khuriwal., *et al*: Breast Cancer Detection From Histopathological Images Using Deep Learning. Public 2018.
- [2] Gonzalez., *et al*: Processamento Digital de Imagens. Public 2009, Volume 3.

## SIMULAÇÃO ANALÍTICA DA DEFORMAÇÃO DE ÓRGÃOS COM LÍQUIDO NO INTERIOR ENVOLTOS POR BIO-MEMBRANA ELÁSTICA: APLICAÇÃO AO OLHO HUMANO

Costa I.F.<sup>1</sup>, da Silva E.J.<sup>1</sup>, Maroja A.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Curso de Ciências Naturais - FUP – Universidade de Brasília (UnB)

contato: [ivancosta@unb.br](mailto:ivancosta@unb.br)

**Introdução:** Um modelo preciso de tecidos moles pode ser usado eficazmente em várias aplicações médicas diferentes, como planejamento cirúrgico, cirurgia guiada por imagem, cirurgia minimamente invasiva, tele cirurgia e treinamento médico. [1]

Muitos órgãos humanos podem ser modelados com algum grau de precisão essencialmente por bio-membranas elásticas que envolvem líquidos em seu interior. Bons exemplos deste tipo de órgãos são a vesícula biliar, bexiga, o estômago, o intestino, o olho e o sistema vascular.

Na simulação de membranas em realidade virtual para aplicações médicas é exigido que os tecidos moles reajam às forças aplicadas de forma realista e em tempo real. No entanto, é difícil lidar com esses requisitos conflitantes. Por exemplo, o cálculo do retorno de força deve ser executado estável a taxas de simulação superiores a 1 kHz e com deformações o mais real possível.

As frequências visual e tátil (30 imagens, 1000 amostras de força por segundo) devem ser alcançadas para evitar atrasos ou lentidão na animação. Além disso, o tempo de simulação deve sempre ser sincronizado com o tempo físico, independentemente da plataforma computacional.

**Materiais e Métodos:** Nós desenvolvemos uma solução analítica para órgãos cheios de líquido envoltos em uma membrana elástica. Com o objetivo de obter soluções analíticas, nós resolvemos a equação de Poisson para o caso bidimensional. Para a solução desse problema foi usado o método das Funções de Green com condições de contorno de Dirichlet. O órgão tridimensional foi obtido deformando esta membrana no formato do órgão que se pretende simular.

O uso de soluções analíticas, ao invés de soluções numéricas, evita o problema da lentidão de inversões de grandes matrizes ou integração numérica. Dessa forma é garantida rapidez computacional e estabilidade da simulação. Impondo a conservação de volume nas equações é possível simular um fluido incompressível no interior do objeto. Essa é, em geral, uma boa aproximação para muitos tecidos biológicos. Assim o deslocamento do volume em uma direção causa o deslocamento de outras partes da superfície na direção oposta.

**Resultados:** Os nossos resultados são apresentados aqui no contexto de um sistema de realidade virtual. O usuário interage em tempo real com um olho deformável (Figura 1) através do controle da ponta rígida de um instrumento. Esse instrumento é comandado por uma interface háptica, com o retorno de força calculado pelo método. A equação resultante para a deformação  $u$  da superfície é dada por

$$u = u_0 + \frac{F}{2\pi t} \left[ \ln\left(\frac{a}{\rho}\right) + \frac{\rho - a}{b} \right]$$

onde  $u_0$  e  $a$  são a posição e o raio da ponta rígida do instrumento e  $\rho$  a distância até ela.  $r$  é a tensão superficial da membrana. A distância  $b$  delimita o raio da região efetivamente deformada e  $F$  é a força que deve ser aplicada ao dispositivo háptico, onde

$$F = \frac{12 u_0 \pi t b (A + 2 b^2 \pi)}{(A + 2 b^2 \pi) 6 b \ln \frac{b}{a} + 6 A (a - b) + \pi b (12 a b - 13 b^2 + 3 a^2) - 2 \pi a^3}$$

e  $A$  é a área total da superfície do objeto, no caso aqui, da superfície do olho.

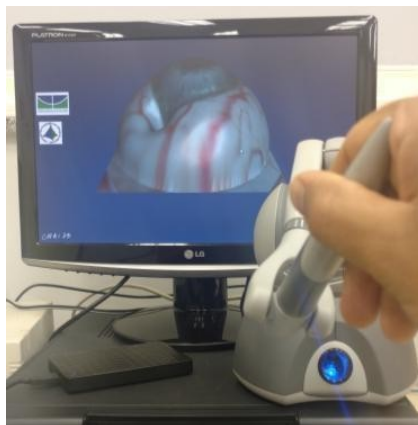


Figura 1: Resultado da deformação e da força de retorno háptico calculadas em tempo real pelas equações analíticas.

**Conclusões:** Esse trabalho apresenta um robusto método para animação de membranas repleta de fluido em com rapidez (tempo-real).

Nossa técnica é direta e de fácil utilização. Não necessita pré-processamento ou estruturas de dados complexas. Os parâmetros são simples e intuitivos, fazendo com que as equações possam ser implementadas facilmente em um ambiente de realidade virtual para produzir as deformações.

### Referências Bibliográficas

- [1] Costa IF. Medical Image Analysis 16 (2012) 1038–1046.

## ALTERAÇÕES ESTRUTURAIS CEREBRAIS DE PACIENTES COM DOENÇA DE PARKINSON DE NOVO AVALIADOS POR IMAGEM DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

Ragassi, G.S\*, Leoni, R. F.

Departamento de Física, FFCLRP - Universidade de São Paulo

contato: [giovanna.ragassi@usp.br](mailto:giovanna.ragassi@usp.br)

**Introdução:** A Doença de Parkinson (DP) é uma doença neurodegenerativa multi-sistêmica decorrente da disfunção em vários circuitos neurais<sup>1,2</sup>. Atrofia cortical e subcortical foi observada após o início da DP, tornando-se proeminente em fases posteriores da doença de acordo com o desenvolvimento de disfunções cognitivas, não motoras e de humor. Entretanto, grande parte dos estudos foi feita em pacientes com DP já em tratamento, em que o tempo de doença e de tratamento, e os medicamentos usados eram diferentes entre pacientes, podendo limitar as conclusões dos estudos. Entre as diferentes análises possíveis, a imagem por ressonância magnética ponderada em T1 (T1W, T1-weighted) possibilita avaliar alterações morfológicas em substância cinzenta relacionadas à doença. Portanto, o presente projeto avaliou as alterações na espessura cortical e volume de estruturas cerebrais em pacientes com doença de Parkinson de Novo, ou seja, com diagnóstico recente e ainda sem qualquer intervenção médica.

**Materiais e Métodos:** Foram utilizadas imagens de Ressonância Magnética ponderadas em T1 na qual foram obtidas a partir de um banco de dados internacional de acesso público da Iniciativa de Marcadores de Progressão de Parkinson (PPMI). Foram utilizados 52 pacientes para o estudo, sendo eles 31 com DP e 21 controles saudáveis, com idade média entre (61±9) para DP e (64±10) para os controles. Para a análise de IRM, foi utilizado o software CAT12 – Computational Anatomy Toolbox – que usa métodos morfométricos, como morfometria baseada em voxel (VBM), a partir do software SPM12 – Statistical Parametric Mapping – um pacote de análise para processar os dados de neuroimagem funcional do MATLAB, para o processamento das imagens em estudo. Ele foi escolhido, porque se torna possível usar o atlas desse software que são baseados em volume fornecidos pelo CAT como funções de atlas do SPM. Todas as imagens foram segmentadas para estimativa de *espessura cortical* e *volume de estruturas cerebrais* utilizando os softwares descritos acima. Após isso, realizou-se comparações entre grupos (pacientes versus controles).

**Resultados:** Foram observadas atrofias cerebrais em decorrência da redução de espessura cortical nas regiões onde estão localizados o giro parahipocampal direito e o córtex entorrinal esquerdo, regiões as quais estão relacionadas à memória<sup>4</sup>. E, redução de volume cerebral no pálido esquerdo, localizado no interior do globo pálido, região relacionada à aprendizagem e emoções<sup>3</sup>.

Tabela 1 - Espessuras e volumes cerebrais obtidos de regiões de interesse após processamento de MRI dos pacientes com Parkinson de Novo, comparados aos pacientes controles. Fonte: da autora.\*Valores apresentados como média(desvio padrão) em mm.

Espessura Cortical [mm]			
Região	Controle	Parkinson	p
Giro Parahipocampal Direito	2,79 (0,28)	2,59 (0,40)	0,050
Córtex Entorrinal Esquerdo	3,79 (0,26)	3,56 (0,49)	0,057
Volume Cerebral [mm]			
Região	Controle	Parkinson	p
Pálido Esquerdo	0,26 (0,14)	0,19 (0,10)	0,042

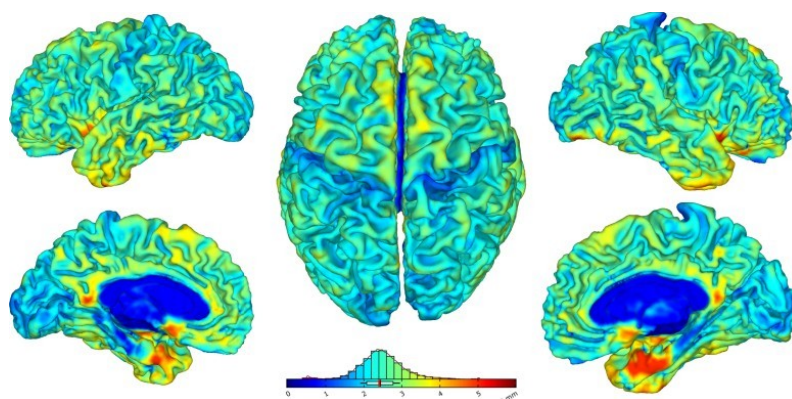


Figura 1 - Mapa qualitativo para análise de homogeneidade retirada do relatório obtido após processamento de MRI pelo CAT12. Fonte: da autora.

\*A escala de cores utilizada varia de 0 a 6 mm, na qual valores mais próximos de 0 são de regiões de cores mais frias e valores mais próximos de 6 as regiões de cores mais quentes.

**Conclusões:** De forma geral, foi possível observar e obter através das diversas análises, valores que comprovam que, de fato, há diminuição de volume e espessura em cérebros de pacientes que possuem a doença de Parkinson, especialmente aqueles recém diagnosticados e sem intervenção médica. Contudo, apesar dos números obtidos, houveram poucas alterações estruturais em comparação a um paciente que já possui a doença há mais tempo do que comparado aos pacientes utilizados para análise, que se deve ao fato deles serem consideravelmente jovens e no início da doença.

### Referências Bibliográficas

- [1] AUGUSTINE, Erika F. et al. Sex differences in clinical features of early, treated Parkinson's disease. PloS one, v. 10, n. 7, p. e0133002, 2015.
- [2] DEMAAGD, George; PHILIP, Ashok. Parkinson's disease and its management: part 1: disease entity, risk factors, pathophysiology, clinical presentation, and diagnosis. Pharmacy and therapeutics, v. 40, n. 8, p. 504, 2015.

- [3] H. FOOA , E. MAKB , et al. Progression of subcortical atrophy in mild Parkinson’s disease and its impact on cognition. *European Journal of Neurology*, v 24, p. 341–348, 2017.
- [4] Palermo S, et al. What Happens When I Watch a Ballet and I Am Dyskinetic? A fMRI Case Report in Parkinson Disease. *Frontiers in Psychology* 2020;11:1999.



## Q-MAM: PROGRAMA PARA AVALIAÇÃO AUTOMÁTICA DE QUALIDADE A PARTIR DE IMAGENS DIGITAIS DE *PHANTOMS* DE MAMA PADRONIZADOS

Mucciolo G. M., Schiabel H.

Escola de Engenharia de São Carlos - Universidade de São Paulo

Contato: [gabrielamm@usp.br](mailto:gabrielamm@usp.br)

**Introdução:** O controle da qualidade do mamógrafo é um dos itens relevantes para uma boa visualização das lesões pelos médicos. Para assegurar isso, existem normas para o controle de qualidade que incluem parâmetros que podem ser obtidos a partir da imagem de um objeto simulador, ou *phantom* de mama. Como, porém, todos esses procedimentos partem do princípio de que um observador humano treinado deve identificar na imagem do *phantom* as características que permitam definir a qualidade do equipamento sob investigação, há fatores psicológicos e ambientais que podem prejudicar, e mesmo invalidar, algumas dessas avaliações. Automatizar os processos de medição que caracterizam a qualidade da imagem mamográfica através de técnicas computacionais pode, porém, simplificar significativamente a rotina dos profissionais especializados, possibilitando ainda, reduzir a subjetividade entre as suas aferições, de modo a aumentar a acurácia das avaliações. O objetivo deste trabalho é o desenvolvimento de um software que gere a interpretação de imagens geradas com *phantoms* de mama expostos a feixes de raios X em equipamentos mamográficos digitais de qualidade previamente certificada, verificando a detectabilidade das estruturas presentes na imagem com graus diferentes de contraste e dimensão e correlacionando as leituras com a percepção visual humana, através da razão de Weber.

**Materiais e Métodos:** As estruturas presentes na imagem de um *phantom* CIRS são classificadas como sendo visíveis ou não por observadores humanos, após exposições radiográficas. Dessa forma, inicialmente, foi necessário padronizar as imagens (rotacionando ou não) e localizar um ponto de origem para realizar as detecções do programa, que são consideradas corretas quando as estruturas classificadas como visíveis estão de acordo com análise efetuada por especialistas. Para isso, utilizaram-se filtros de correlação confeccionados na forma circular e na forma retangular, a depender da estrutura.

A correlação com a visão humana parte da verificação se a estrutura em questão é perceptível ao sistema visual humano com base no seu comportamento em relação ao contraste na imagem. Dessa forma, o contraste,  $C$ , refere-se a razão da diferença de luminosidade de um objeto,  $B_0$ , e seu entorno imediato,  $B$ :

$$C = \frac{B - B_0}{B} = \frac{\Delta B}{B}$$

A partir dos resultados de contraste obtidos e do Gráfico de Weber, é possível classificar se a estrutura é visível ou não. A linguagem de programação utilizada foi a linguagem Python.

**Resultados e Discussões:** A partir de 42 imagens disponíveis do *phantom* CIRS (que tem características análogas ao ACR) obtidas em mamógrafos CR e DR, foram obtidos os

seguintes resultados:

Tabela 1: Resultados obtidos com a padronização

Padronização em relação a rotação das imagens	100%
Padronização em relação ao ponto de origem	98%

Para correlacionar a leitura da imagem pelo software e a visão humana, utilizaram-se os laudos técnicos de 24 imagens para selecionar a estrutura limiar predominante em 50% ou mais delas. A partir disso, foi possível montar o Gráfico de Weber de cada uma das estruturas:

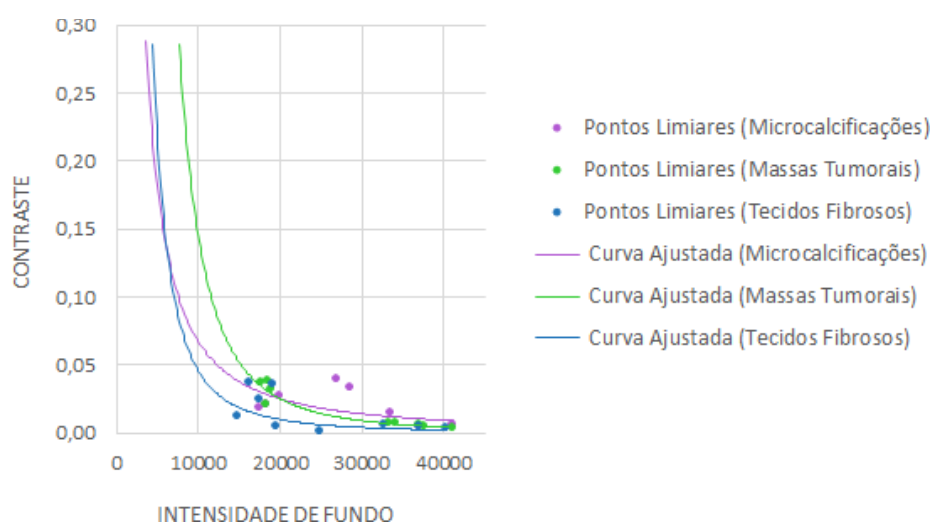


Figura 1: Versão reduzida do Gráfico de Weber Da aplicação nas 42 imagens, obtiveram-se os seguintes dados:

Tabela 2: Resultados obtidos com o Gráfico de Weber

Detecções corretas das microcalcificações	96%
Detecções corretas dos tecidos fibrosos	94%
Detecções corretas das massas tumorais	96%

**Conclusões:** Este software tem o objetivo de auxiliar o profissional radiologista na realização dos testes de qualidade de imagem de mamógrafos a partir de imagens digitais de *phantoms* de mama padronizados. A análise dos principais resultados permite concluir que a padronização e as detecções obtidas possuem um valor satisfatório. Ao aplicar para as 42 imagens, o programa alcançou um valor de acurácia de 96% em comparação com a avaliação humana.

## Referências Bibliográficas

- [1] BARUFALDI, B. QUALIMAMO – Uma Ferramenta para Controle de Qualidade de Mamógrafos. Dissertação (Mestrado) – UFPB, João Pessoa (PB), 2011.
- [2] SOUSA, M. A. Z. Avaliação Automática da Qualidade de Imagens Mamográficas Digitais Geradas com o Simulador CDMAM. Dissertação (Mestrado) – EESC/USP, São Carlos (SP), 2013.

**XI SIIM**  
XI Simposio de Instrumentação e  
Imagens Médicas