FORMULÁRIO PARA ENCAMINHAMENTO DE RELATÓRIO- INICIAÇÃO CIENTÍFICA

(Indique a agência de fomento)

___PIBIC/CNEN	___PROBIC/CNEN	____ITI/PCI	__x__ CNPq	_____ FACEPE

1. Identificação do Relatório

NOME DO BOLSISTA	Jéssica Felix da Silva
E-MAIL DO BOLSISTA	jfs4@discente.ifpe.edu.br
NOME DO ORIENTADOR/SUPERVISOR	Fernando Roberto de Andrade Lima
PERÍODO A QUE SE REFERE	2020.1

2. Instruções para Elaboração do Relatório

O relatório deverá ser apresentado segundo o seguinte formato:

a) Identificação: Título do projeto, título do subprojeto, data, local onde foi realizado (divisão, seção, laboratório etc.)
b) Introdução
c) Objetivos
d) Resumo das atividades realizadas no período anterior
e) Descrição sucinta das atividades desenvolvidas no período
f) Procedimento experimental ou metodologia
g) Resultados e discussão (detalhamento dos progressos realizados e dos resultados obtidos, mesmo que parciais)
h) Conclusões
i) Referências bibliográficas
j) Dificuldades encontradas (inclusive, com justificativa para eventuais alterações do projeto ou em sua execução)
k) Atividades programadas para o próximo período (quando se aplicar)
l) Atividades paralelas desenvolvidas pelo aluno (congressos, cursos etc.)

OBSERVAÇÕES:

1) O relatório deverá estar **datado e assinado** pelo Orientador/Supervisor e pelo Bolsista;

2) Deverá ser anexada cópia do histórico escolar atualizado;

3) O relatório deverá conter no máximo **10 (dez) páginas**;

4) Deverão ser encaminhadas, junto ao relatório, as **fichas de acompanhamento** (ver modelos anexos);

5) Quando do pedido de renovação, a data de entrega do relatório deverá obedecer cronograma específico.

3. Para Bolsistas de Iniciação Científica

Informar data prevista para graduação do aluno: 2021.1

4. Local, Data e Assinatura do Orientador/Supervisor

Recife, 17 de julho de 2020.

RELATÓRIO – INICIAÇÃO CIENTÍFICA

ESTUDOS PARA PRODUZIR FANTOMAS DE VOXELS PERSONALIZADOS PARA AVALIAÇÕES DOSIMÉTRICAS

AVALIAÇÕES DOSIMÉTRICAS USANDO CATÁLOGO DE ESPECTROS DE RAIOS X DE MAMOGRAFIA

JÉSSICA FELIX DA SILVA

FERNANDO ROBERTO DE ANDRADE LIMA

CRCN-NE

Período: 2020.1

1. INTRODUÇÃO

A mamografia é o exame de radiodiagnóstico responsável especialmente pela imaginologia da mama, sendo considerado padrão-ouro no rastreamento precoce de câncer. Esse exame faz uso de baixas energias da radiação ionizante X e sua eficácia é um produto da associação entre qualidade de imagem, e otimização de técnicas e parâmetros de exposição. Na mamografia também executam-se manobras de compressão na estrutura examinada. [1, 2]

Concernindo técnicas de exposição mamográficas, geralmente é empregada uma ponderação entre a quilovoltagem (kV) e o valor de intensidade do feixe de raios X, ou miliamperagem (mA), fatores que alteram o poder de penetração do feixe e o contraste na imagem. Além disso, a associação do kV à escolha apropriada de combinações entre os materiais de anodo e filtro adicional do equipamento de mamografia também contribuem na configuração do espectro de emissão para performance do exame em diferentes tipos de mama. [2]

De modo a seguir recomendações e normas vigentes de proteção radiológica, pesquisas que envolvem procedimentos com radiação ionizante, como a mamografia, são reproduzidas por meio de experimentos com fantomas físicos ou modelos computacionais [3, 4, 5]. Ambos buscam incorporar, através de suas geometrias, propriedades de atenuação linear ou mássica semelhantes às dos materiais-alvo para simulações. Os fantomas podem ser modelados em malhas poligonais e construídos com base em fatias de imagens de Tomografia Computadorizada (TC) ou Ressonância Magnética Nuclear (RMN). [6, 7, 8]

Na dosimetria numérica é bastante comum o uso de programas de metodologia estatística Monte Carlo (MC), capazes de performizar simulações de processos estocásticos, como o transporte da radiação em sistemas de análise dosimétrica de exposições internas e externas. Juntamente a ele, são usados Modelos Computacionais de Exposição (MCEs), equipados com um algoritmo com informações do meio emissor da radiação e um fantoma computacional de gênero feminino ou masculino, em posição ortostática ou supina. Um dos códigos MC constantemente adotados para dosimetria externa, caso da mamografia, é o *Electron Gamma Shower*, versão *National Research Council* (EGSnrc), disponível em *https://nrc-cnrc.github.io/EGSnrc/.* O EGSnrc habilita acoplamento de fantomas de malhas convertidos para o sistema de voxels e inclui simulações de fótons, elétrons e até mesmo de pósitrons, abrangendo energias entre 1 keV e 10 GeV. [8, 9, 10].

Para avaliações dosimétricas com o procedimento da mamografia, a geometria do fantoma deve possuir preferencialmente um modelo feminino de mama, sendo também necessária a representação de seu achatamento. Considerando que os pacientes também são submetidos a posicionamentos radiográficos específicos do exame [11], a adaptação do fantoma para reprodução dos mesmos, principalmente os das incidências de rotina Crânio-Caudal (CC) e Médio-Lateral Oblíqua (MLO), é indispensável. Para as necessidades supracitadas, o *software* Blender, versão 2.82, disponível em https://www.blender.org/, apresentou ferramentas de modelagem e deformação de malha bastante úteis para este trabalho.

O Grupo de Pesquisa em Dosimetria Numérica e o Grupo de Pesquisa em Dosimetria Computacional e Sistemas Embarcados (GDN) fazem uso constante do MCE FSTA, baseado na versão do fantoma antropomórfico feminino em ortostase do FASH (*Female Adult meSH)* [9]. Neste trabalho, o FSTA foi utilizado com alguns espectros do catálogo de espectros contínuos de energia de mamografia do GDN para simulações sem o achatamento [12]. Por enquanto, para o achatamento e adaptação da postura, foram feitos testes na geometria *Female Human Anatomy* (FHA), recentemente adquirida pelo GDN. Os resultados dosimétricos obtidos com o FSTA servirão para comparações futuras entre as avaliações de dose com o fantoma computacional da FHA com e sem achatamento, que será desenvolvido em trabalhos seguintes.

2. OBJETIVOS

Realização de avaliações dosimétricas usando catálogo de espectros de raios X para mamografia e Modelos Computacionais de Exposição.

3. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Estudar o uso de raios X no contexto da mamografia; Estudar parâmetros técnicos de funcionamento do aparelho de mamografia (convencional e digital); Estudar os itens componentes dos MCEs que utilizam fontes de raios X externas do GDN e conhecer técnicas Monte Carlo de simulações em radiodiagnóstico; Desenvolver habilidades para uso do software EGSnrc e selecionar fantoma mais apropriado para simulações envolvendo mamografia; Acoplar um catálogo de espectros de raios X mamográficos para compor um MCE; Realizar as avaliações dosimétricas; Realizar estudos comparativos com publicação de resultados simulados ou medidos na literatura.

4. ATIVIDADES REALIZADAS

Estudo do uso de raios X no contexto da mamografia; Estudo dos parâmetros técnicos de funcionamento do aparelho de mamografia (convencional e digital); Estudo dos componentes dos MCEs que utilizam fontes de raios X externas do GDN e conhecimento de técnicas Monte Carlo de simulações em radiodiagnóstico; Desenvolvimento de habilidades para uso do software EGSnrc e seleção do fantoma mais apropriado para simulações envolvendo mamografia.

5. MATERIAIS E MÉTODOS

O desenvolvimento deste trabalho teve ênfase computacional, com a utilização de um computador com sistema operacional Microsoft Windows 10 Home Single Language de 64 bits, processador Intel(R) Core(TM) i3-5005U, CPU @ 2.00GHz e memória RAM de 4 GB. Para experimentos com simulações dosimétricas foi utilizado o código EGSnrc, e para a representação do achatamento da mama optou-se pela geometria FHA, tendo suas modificações pelo software Blender v. 2.8 para suas modificações.

5.1. Obtenção de informação sobre a anatomia da mama e sua biomecânica de compressão

A mama localiza-se anteriormente ao músculo peitoral maior, ocupando uma área entre a 2ª e a 7ª costela. Seu peso pode variar entre 150 e 500 gramas, dependendo da faixa etária, e as frações de composição dos tecidos estão sujeitas a influências hormonais. Os tecidos predominantes na mama são o Tecido Adiposo (TA), Tecido Fibroglandular (TF) e Ductos Lactíferos (DLs). [2]

Para melhor discernimento da organização das estruturas mamárias são utilizados métodos de categorização dos elementos constituintes (Elementos de Larga Escala e Elementos de Média Escala) e definição de regiões de acordo com preenchimentos por tamanhos esperados de Compartimentos Adiposos (CAs) ou Compartimentos Glandulares (CGs) – Região Subcutânea (RS),

Interior (RI) e Retromamária (RR), com RS e RR com presença de CAs de tamanho relativamente largo. Os arranjos complexos formados pelas ramificações do Sistema Venoso (SV), Sistema Arterial (SA), Sistema Linfático (SL) e DLs estão comportados por entre o aglomerado de Tecido Conectivo (TC), incluindo também o Estroma Interlobular (EI). [13, 14]

O achatamento da mama na mamografia reflete tanto na minimização de sobreposições na imagem, o que acontece devido a um rearranjo anatômico provocado nas estruturas teciduais mamárias, quanto na moderação de absorção de dose nos tecidos, pela redução do fenômeno de espalhamento. Estudos ex vivo de métodos compressivos e experimentos in vivo de diferentes modalidades de elastografia, exame que mapeia a rigidez e a elasticidade de tecidos, revelaram que o TF quando sob altos níveis de tensão (20-30%) é mais rígido que o TA num achatamento. [2, 15]

5.2. Escolha do MCE e acoplamento do arquivo de espectros

Diferentemente de códigos como o *Geometry and Tracking* (GEANT4) ou o *Penetration and Energy Loss of Positrons and Electrons* (PENELOPE), o EGSnrc não apresenta um meio de inserção direta para objetos de malha 3D e necessita que o fantoma a ser acoplado esteja convertido em um sistema de voxels. Nesse sentido, selecionou-se o MCE FSTA, que apresenta a versão recente de um fantoma feminino voxelizado em posição ortostática, o FASH3, emergente da linha de fantomas FAX06 e MAX06. O FASH3 está organizado em 442 colunas, 256 linhas e 1354 fatias, com tamanho de voxel de 0,12 cm. [8, 16]

A geometria do FSTA, por incluir um modelo de mama com o TA e o TF, foi utilizada para acoplamento junto com alguns espectros do catálogo *EnergyContinuousSpectra.txt do GDN* com parâmetros de exposição baseados em estudos da literatura que analisaram fatores como Razão Constraste-Ruído (CNR), Dose Glandular Média (DGM) e qualidade de imagem. Os parâmetros de exposição encontrados com combinações de material de anodo, material de filtro adicional e kV utilizado foram: Mo-Mo-27kV, W-Rh-30kV, Mo-Rh-28kV e Mo-Mo-25kV. O catálogo apresenta essas combinações e está disponível em um novo formato organizacional, diferente do usual para acoplamentos. Para as simulações adotou-se o antigo formato com os modelos de arquivo padronizados para acoplamento ao EGSnrc. [2, 3, 12].

Os dados dos espectros foram configurados no formato do arquivo do catálogo *mspectra.data* do FSTA. As informações nele contidas expõem, na primeira linha, o título do catálogo; na segunda, a origem e identificação do espectro no sistema do catálogo novo; a terceira, a identificação segundo ordem de disposição no catálogo adaptado. As demais são disposições das energias dos fótons em MeV e da Função de Densidade Acumulada (FDA), em linhas pares e ímpares, respectivamente, como visto na Figura 1.

Figura 1. *Espectro adaptado ao formato antigo.*

```
mspectra.data
ENERGY CONTINUOUS SPECTRA - MAMMOGRAPHY
    1                046          1           11
 38 46 ECSpectraMo027Mo0030 SIEMENS
 0.00400 0.00450 0.00500 0.00550 0.00600 0.00650 0.00700 0.00750 0.00800 0.00850
 0.00000 0.00000 0.00000 0.00000 0.00000 0.00001 0.00007 0.00033 0.00121 0.00312
 0.00900 0.00950 0.01000 0.01050 0.01100 0.01150 0.01200 0.01250 0.01300 0.01350
 0.00667 0.01276 0.02240 0.03489 0.05084 0.07049 0.09360 0.12055 0.15102 0.18472
 0.01400 0.01450 0.01500 0.01550 0.01600 0.01650 0.01700 0.01750 0.01800 0.01850
 0.22173 0.26164 0.30404 0.34732 0.39126 0.43572 0.50094 0.74211 0.78983 0.83101
 0.01900 0.01950 0.02000 0.02050 0.02100 0.02150 0.02200 0.02250 0.02300 0.02350
 0.87190 0.95047 0.95656 0.96042 0.96448 0.96865 0.97288 0.97707 0.98110 0.98495
 0.02400 0.02450 0.02500 0.02550 0.02600 0.02650
 0.98872 0.99205 0.99485 0.99713 0.99899 1.00000
```

Fonte: o autor.

Para testes de exposições AP de corpo inteiro com o FSTA, o espectro é colocado para execução pela configuração do arquivo de entrada *expo_TEST_AP.egsinp.* Os números associados para NTIM, IGE e NSPEC na Figura 2 são o número de histórias, o seletor do tipo de fonte e o número do espectro, respectivamente. Assim como o arquivo *expo_TEST_AP.egsinp, o CSECT_F20_sta.pegs4dat,* com as seções de choque para o FSTA, é inserido na interface gráfica do aplicativo egs_gui. O NTIM aplicado para as simulações neste trabalho foi de 3E7 e o espectro selecionado na Figura 2 é o de número 4.

Figura 2. *Arquivo de entrada expo_TEST_AP.egsinp.*

```
expo_TEST_AP.egsinp
DATA INPUT FOR EGSnrc/FASH3_MICRO160 CODE FOR INTERNAL/EXTERNAL WHOLE BODY EXPOSURES
micro
MACRO VOXEL DIMENS.  [cm]:  0.12  0.12  0.12
   1
WHOLE BODY EXPOSURE WITH AN EXTERNAL PARALLEL BEAM AP
XS,YS,ZS,FW,FH,RO,YIO    :     26.64 -10000.00     81.36     53.28    162.72   2000.00      1.00
NTIM,IGE,NSPEC,EIN,NG,NUM: 30000000   1   4    100.   0   8   3   8   1   0   1   0   0   1
IQ,ECT,PCT,WT,EC6,7,10,11:   0   20.    2.  1.00    5.    5.    5.    5. 0.60 0.70 0.25 0.48 0.38 35.0
RESULTS IN FILE          :FSTA3_ICRP89_p_AP
```

Fonte: o autor.

5.3. Pesquisa de ferramentas para modificação da geometria FHA

Pela necessidade de representação do achatamento da mama e posicionamentos das incidências de rotina, essências do exame de mamografia, a geometria FHA foi sugerida por apresentar uma completude de geometrias das estruturas mamárias (TA, TF - Lóbulos mamários, SL, SA, SV e DLs). A FHA foi submetida a testes de adaptação dos posicionamentos radiográficos das incidências CC e MLO e compressão da mama para a incidência CC com o auxílio do software Blender, versão 2.8.

Dentre as ferramentas de deformação pesquisadas do Blender, foi aplicado o deformador *bone*, do tipo *armature;* o deformador *lattice; e* a ferramenta *Maintain Volume* (MV), do tipo *transform.* Os deformadores são introduzidos com a tecla atalho Shift+A ou através do menu *Add* na interface do Blender. A MV, por outro lado, precisa que um objeto esteja selecionado para que apareça o ícone *Object Constraint Properties* do painel propriedades.

Os *bones* atuam similarmente a ossos reais, articulando-se entre si para agir como ossos deformadores ou como osso de controle, para controlar como os ossos a ele associados poderão se comportar. Para isso, é preciso implementar a técnica de *rigging* para ligar o osso a um objeto. Desta maneira é possível criar movimentações similares a de membros superiores e inferiores com o modo *pose mode.* Com o *rigging* também é possível a habilitação do modo *Weight Paint*, bastante conhecido por sua técnica de pintura de influências, áreas com pesos para deformação.

O deformador *lattice* compartilha da mesma habilidade de *bones*, embora expresse-a de modo diferente. Ele toma a forma de uma espécie de exoesqueleto cúbico com número de arestas definíveis para os três planos dimensionais, transmitindo um efeito de indução uniforme de deformação nas proximidades em seu ponto-origem. Igualmente, a ferramenta MV uniformiza modificações mantendo constante o volume de um objeto, com regulação do volume em eixo de preferência do usuário.

6. RESULTADOS E DISCUSSÃO

6.1. Resultados dos testes de simulações com o FSTA

Os arquivos de saída das simulações *FSTA3_ICRP89_p_AP.100keV.data* foram renomeados com base em suas nomenclaturas do catálogo de novo formato e seus resultados de Dose/INAK (Incident Air Kerma) do tecido glandular da mama estão relacionados na Tabela 1.

Tabela 1. *Resultados de Dose/INAK para tecido glandular da mama.*

Arquivo de saída renomeado	Dose/INAK
1_FSTA_AP_38_ECSpectraMo027Mo0030.data	1,1708E-01
2_FSTA_AP_167_ECSpectraW030Rh0050.data	2,1372E-01
3_FSTA_AP_43_ECSpectraMo028Rh0025.data	1,5168E-01
4_FSTA_AP_30_ECSpectraMo025Mo0030.data	1,0511E-01

Fonte: o autor.

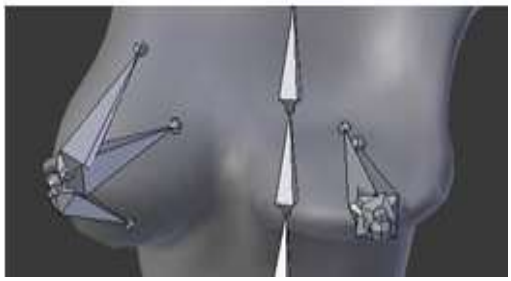
Os valores de dose/INAK obtidos mostram que são inferiores para as quilovoltagens 25 kV e 27 kV. É conhecido, no entanto, que embora estas combinações com kVs baixos tenham menores doses, os benefícios da combinação da combinação Mo-Rh-28kV os superam em quesito de qualidade de imagem [4].

6.2. Resultados das modificações na FHA

A influência que *bones* podem exercer na malha mostrou promover maior liberdade de modificação da geometria com a pintura de influência. A figura 3 mostra o resultado de teste feito para o achatamento em malha da pele da FHA com a distribuição de três *bones* (superior, central e inferior). O espalhamento deles ao longo da mama permitiu compreensão de maior área para

deformação. O lattice também demonstrou praticidade no dimensionamento de objetos. A Figura 4 expõe o efeito do uso do lattice.

Figura 3. *Uso de bones no achatamento.*



Fonte: o autor.

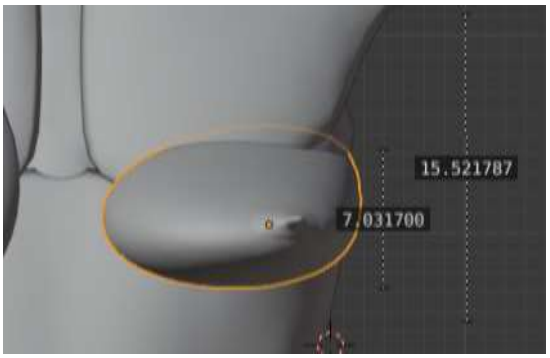
Figura 4. *Achatamento com o lattice.*

Fonte: o autor.

A partir do método de categorização pôde-se separar os objetos de seus pares contralaterais da FHA. Objetos que se encaixaram em LSE, a exemplo o TA e o TF, tiveram suas deformações independentes mais livres e mais controladas. Uma adversidade é que os limites das inervações se perpassam, ou seja, é como se não houvesse delimitações espacias entre os objetos. Durante ajustes de volume podem acontecer esses *overlaps* com tecidos vizinhos e o Operador Booleano ou *The Boolean operator* do Blender pode ser uma ferramenta para solucionar esse problema [8].

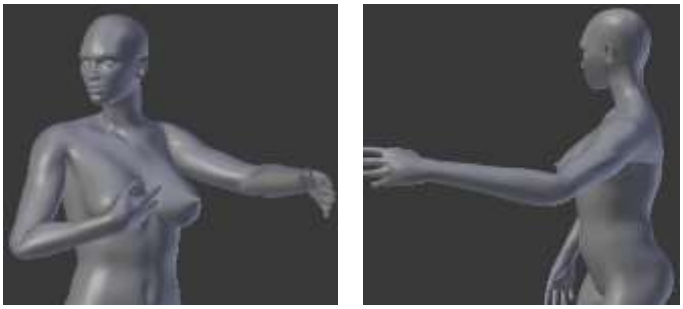
Outra adversidade era encontrada na tentativa de projeção dos tecidos para frente de modo a acompanhar o movimento do achatamento longitudinal nas devidas proporções. Para tanto, a MV conseguiu atender isso com o direcionamento do volume para um determinado eixo como na Figura 5. Foram aplicados *bones* para deformação da pele e adaptação da FHA para os posicionamentos das incidências CC e MLO, como exposto nas Figuras 6(a) e 6(b).

Figura 5. *Aplicação da MV no TA*



Fonte: o autor

Figura 6*. Adaptação da postura da pele da FHA. (a) CC e (b) MLO.*



(a) (b)

Fonte: o autor.

7. CONCLUSÃO

As modificações na geometria de malha poligonal iniciadas neste trabalho poderão contribuir para o desenvolvimento futuro de um MCE com achatamento de mama. A representação da compressão é um fator extremamente relevante, principalmente no que diz respeito a avaliações

dosimétricas. As simulações realizadas no EGSnrc poderão ser reproduzidas posteriormente com acoplamento do novo modelo de catálogo do GDN e estudos comparativos poderão ter ênfase nos benefícios da compressão para otimização de dose em mamografia.

8. DIFICULDADES ENCONTRADAS

Com a realização das simulações com o FSTA e os estudos bibliográficos desenvolvidos, percebeu-se que haveria a necessidade de representação do achatamento da mama e dos posicionamentos de pacientes feitos no exame. Por ainda não haver um fantoma adaptado específico para mamografia, será necessário desenvolver um MCE para atender esses quesitos. Foi decidido que seriam feitas modificações em um dos fantomas do GDN para que fossem realizadas futuramente comparações entre o fantoma com achatamento e o fantoma sem o achatamento. Para isso houve inclusão de etapas para estudos a respeito da biomecânica de compressão da mama e pesquisas de ferramentas de modelagem do software de modelagem Blender v. 2.8 que ajudariam nas modificações da geometria FHA do GDN.

Cabe ressaltar que, sem o acesso ao Laboratório de Dosimetria Numérica (LDN) devido a pandemia, algumas atividades não foram encaminhadas e não foi possível ajustar algumas tarefas, levando a mudanças no plano de atividades e seu cronograma. Também houve dificuldade na busca por referenciais anatômicos acerca da distensibilidade conjunta do aglomerado de ramificações do sistema linfático, arterial, venoso e ductos lactíferos durante as modificações no modelo de mama.

9. ATIVIDADES PARALELAS DESENVOLVIDAS PELO ALUNO

Participação no I Encontro Online do CRCN e no Seminário Anual de Iniciação Científica.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] BUSHBERG, J. T.; SEIBERT, J. A.; LEIDHOLDT, E. M. Jr.; BOONE, J. M. **The Essential Physics of Medical Imaging**. 3. ed. Filadélfia: Lippincott Williams & Wilkins, 2012.

[2] SILVESTRE, Carina Rodrigues. **Otimização de Dose em Mamografia**. 2010. 74 f. Tese (Mestrado) - Radiações Aplicadas às Tecnologias da Saúde, Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa, Instituto Politécnico de Lisboa, Lisboa, 2010. Disponível em: <https://core.ac.uk/download/pdf/47131744.pdf>. Acesso em: 15 maio 2020.

[3] IKEJIMBA, L. C.; GRAFF, C. G.; ROSENTHAL, S.; BADAL, A.; GHAMMRAOUI, B.; LO, J. Y.; GLICK, S. J. A novel physical anthropomorphic breast phantom for 2D and 3D x-ray imaging. **2016 American Association of Physicists In Medicine**, Alexandria, v. 2, n. 44, fev. de 2017, p. 407-416, doi: https://doi.org/10.1002/mp.12062. Disponível em: <https://aapm .onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/mp.12062>. Acesso em: 15 maio 2020.

[4] FRANCO, F. D.; METTIVIER, G.; SARNO, A. VARALLO, A.; RUSSO, P. Manufacturing of physical breast phantoms with 3D printing technology for x-ray breast imaging. **2019 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference** (NSS/MIC)**,** Manchester, UK, set. de 2019, p. 1-5, doi: 10.1109/NSS/MIC42101.2019. Disponível em: <https://www.researchgate.net/publication/340554237_Manufacturing_of_physical_breast_phantoms_with_3D_print ing_technology_for_X-ray_breast_imaging>. Acesso em: 28 de maio de 2020.

[5] BLIZNAKOVA, K.; SECHOPOULOS, I.; BULIEV, I. PALLIKARAKIS, N. BreastSimulator: A software platform for breast x-ray imaging research. **Journal of Biomedical Graphics and Computing**, Scidupress, jun. de 2012, vol. 2, n. 1, p. 1-14, doi: 10.5430/jbgc.v2n1p1. Disponível em: <https://www.researchgate.net/publication/291816623_BreastSimulator_A_ software_platform_for_breast_x-ray_ima ging_research>. Acesso em: 18 de maio de 2020.

[6] DANCE, D. R.; HUNT, R. A.; BAKIC, P. R.; MAIDMENT, A. D. A.; SANDBORG, M.; ULLMAN, G.; CARLSSON, G. A. Breast dosimetry using high-resolution voxel phantoms. **Radiation Protection Dosimetry**, maio de 2005, vol. 114, n° 1-3, p. 359-363, doi: https://doi.org/10.1093/rpd/nch510. Disponível em: <https://www.researchgate.net/publication/7809332_Breast_dosimetry_using_high-resolution_voxel_phantoms>. Acesso em: 14 de maio de 2020.

[7] METTIVIER, G.; SARNO, A.; BOONE, J. M.; BLIZNAKOVA, K.; FRANCO, F.; RUSSO, P. Virtual clinical trials in 3D and 2D breast imaging with digital phantoms derived from clinical breast CT scans. **Medical Imaging 2020**: Physics of Medical Imaging, Houston, Texas, Estados Unidos, 16 de mar. de 2020, vol. 11312, p. 1-8, doi: https://doi.org/10.1117/12.2548224 Disponível em: <https://www.researchgate.net/publication/339966946_Virtual_clinical_trials_in_3D_and_2D_breast_imaging_with_digital_phantoms_derived_from_clinical_breast_CT_scans>. Acesso em: 28 de maio de 2020.

[8] CASSOLA, V. F. **Desenvolvimento de fantomas humanos computacionais usando malhas poligonais em função da postura, massa e altura**. Tese de Doutorado, PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2011, 102 p.

[9] KRAMER, R.; CASSOLA, V. F.; KHOURY, H. J.; VIEIRA, J. W.; LIMA, V. J. M.; BROWN, K. R. FASH and MASH: Female and male adult human phantoms based on polygon mesh surfaces: II. Dosimetric calculation**. Physics in Medicine and Biology**, dez. de 2009, vol. 55, n° 1, p. 163-189, doi: 10.1088/0031-9155/55/1/010. Disponível em: <https://www.researchgate.net/publication/40686891_FASH_and_MASH_Female_and_male_adult_human_phantoms_based_on_polygon_mesh_surfaces_II_Dosimetric_calculations>. Acesso em: 14 de julho de 2020.

[10] VIEIRA, J. W. **Construção de um Modelo Computacional de Exposição para cálculos dosimétricos utilizando o código Monte Carlo EGS4 e fantomas de voxels**. Tese de Doutorado, PROTEN, UFPE, Recife, Pernambuco, 2004. 102p.

[11] Ministério da Saúde; Instituto Nacional de Câncer. **Mamografia: da prática ao controle**: Recomendações para os profissionais de saúde. Rio de Janeiro: INCA, 2007. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/publicacoes/livros/mamografia-da-pratica-ao-controle>. Acesso em: 15 de janeiro de 2020.

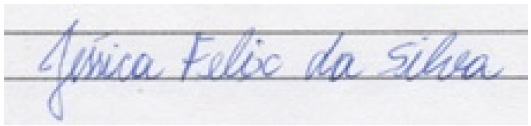
[12] SILVA, J. F.; VIEIRA, J. W. **Construção de um catálogo de espectros de raios X para aplicações médicas,** relatório de iniciação científica, Programa Institucional de Bolsas de Iniciação Científica (PIBIC), Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Pernambuco (IFPE), Recife, Ago, 2019, p. 1-14.

[13] BAKIC, P. R.; ALBERT, M.; BRZAKOVIC, D.; MAIDMENT, A. D. A. Mammogram synthesis using a 3D simulation.: I. breast tissue model and image acquisition simulation. **The International Journal of Medical Physics Research And Practice**. Filadélfia, set. de 2002, vol. 29, n° 9, p. 2131-2139, doi: 10.1118/1.1501143. Disponível em: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12349935. Acesso em: 15 maio 2020.

[14] BAKIC, P. R.; BARUFALDI, B.; POKRAJAC, D. D.; WEINSTEIN, S. P.; MAIDMENT, A. D. A. Optimized simulation of breast anatomy for virtual clinical trials. Proc. SPIE, **14th International Workshop on Breast Imaging** (IWBI 2018), Atlanta, Georgia, Estados Unidos, jul. de 2018, vol. 10718, p. 107181X-1 – 107181X-10. doi: 10.1117/12.2318525. Disponível em: <https://www.researchgate.net/publication/326249870_Optimized_simulation_of_breast_anatomy_for_virtual_clinical_trials>. Acesso em: 15 de julho de 2020.

[15] HIPWELL, J. H.; VAVOURAKIS, V.; HAN, L.; MERTZANIDOU, T.; EIBEN, B.; HAWKES, D. A review of biomechanically informed breast image registration. IOP Publishing, **Physics in Medicine and Biology**, 6 jan. de 2016, vol. 61, n° 2, p R1-R31, doi: doi:10.1088/0031-9155/61/2/R1. Disponível em: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/61/2/R1/meta>. Acesso em: 19 de março de 2020.

[16] CASSOLA, V. F.; LIMA, V. J. [11] KRAMER, R; KHOURY, H. J. M. FASH and MASH: female and male adult human phantoms based on polygon mesh surfaces: I. Development of the anatomy. **Physics in Medicine and Biology**, dez. de 2009, vol. 55, n° 1, p. 133-162, doi: 10.1088/0031-9155/55/1/009. Disponível em: <https://www.researchgate.net/publication/40686893_FASH_and_MASH_Female_and_Male_adult_human_phantoms_based_on_polygon_mesh_surfaces_I_Development_of_the_anatomy>. Acesso em: 14 de julho de 2020.



Assinatura do Bolsista