

**gINSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE
SANTA CATARINA – CÂMPUS FLORIANÓPOLIS
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE SAÚDE E SERVIÇOS
MESTRADO PROFISSIONAL EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA**

GABRIELLY GOMES KAHL

**DESENVOLVIMENTO DE UM PHANTOM FLEXÍVEL DE MÃO PARA
FINS DIDÁTICOS**

FLORIANÓPOLIS, DEZEMBRO DE 2019

**INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE
SANTA CATARINA – CÂMPUS FLORIANÓPOLIS
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE SAÚDE E SERVIÇOS
MESTRADO PROFISSIONAL EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA**

GABRIELLY GOMES KAHL

**DESENVOLVIMENTO DE UM PHANTOM FLEXÍVEL DE MÃO PARA
FINS DIDÁTICOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Proteção Radiológica (Mestrado Profissional) do Instituto Federal de Santa Catarina (IFSC), Campus Florianópolis, como requisito final para obtenção do título de Mestra em Proteção Radiológica.

Linha de Pesquisa: Proteção Radiológica
Orientador: Prof. Dr. Flávio Augusto Penna Soares
Coorientador: Prof. Dr. Marcos A. Scopel

FLORIANÓPOLIS, DEZEMBRO DE 2019

CDD 616.0757

K122d

Kahl, Gabrielly Gomes

Desenvolvimento de um Phantom flexível de mão para fins didáticos [DIS] / Gabrielly Gomes Kahl; orientação de Flávio Augusto Penna Soares; coorientação de Marcos A. Scopel – Florianópolis, 2020.

1 v.: il.

Dissertação de Mestrado (Proteção Radiológica) – Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina.

Inclui referências.

1. Proteção radiológica. 2. Treinamento por simulação. 3. Radiografia. 4. Impressão tridimensional. 5. Phantom. I. Soares, Flávio Augusto Penna. II. Scopel, Marcos A. III. Título.

Sistema de Bibliotecas Integradas do IFSC

Biblioteca Dr. Hercílio Luz – Campus Florianópolis

Catalogado por: Edinei Antonio Moreno CRB 14/1065


DESENVOLVIMENTO DE UM PHANTOM FLEXÍVEL DE MÃO PARA FINS
DIDÁTICOS

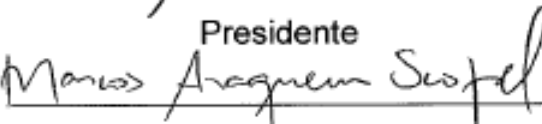
Esta dissertação foi submetida ao processo de avaliação pela Banca Examinadora para obtenção do título de:

Mestra em Proteção Radiológica

e aprovada em 09 de dezembro de 2019, atendendo as normas da legislação vigente do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina – Campus Florianópolis, Programa de Pós-Graduação *Strictu Sensu* em Proteção Radiológica do Departamento Acadêmico de Saúde e Serviços.

Banca Examinadora:

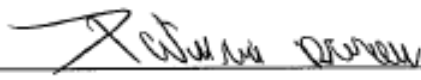


Dr. Flávio Augusto Penna Soares
Presidente


Dr. Marcos A. Scopel
Coorientador




Juliana Almeida Coelho de Melo, Dra.
Membro Titular



Patrícia Fernanda Dorow, Dra.
Membro Titular



Marco Antônio Bertoncini Andrade,
Me.
Membro Titular



Tatiane Sabriela Cagol Camozzato,
Dra.
Membro Suplente

AGRADECIMENTOS

Agradeço à Deus por mais uma etapa concluída e por me dar forças nas horas mais difíceis.

À minha família, meus pais José Carlos Kahl e Maria de Lurdes Gomes Kahl, que sempre me apoiam e me aconselham em todas as minhas conquistas. São minha base, minha força e meu exemplo para ser uma pessoa melhor e uma profissional mais dedicada.

À Clínica Imagem, que disponibilizou seus equipamentos para realização dos testes e coletas de dados.

Aos componentes da banca por disponibilizar seu tempo para avaliar este trabalho e ao meu orientador, Prof. Flávio pelos ensinamentos e sugestões durante o desenvolvimento desta pesquisa.

Ao Marco Antônio Bertoncini Andrade, Técnico de Laboratório do CST em Radiologia, por toda ajuda e ensinamentos na utilização da impressora 3D. Sua ajuda foi essencial para a construção desse trabalho, sem ela com certeza teria sido muito mais difícil.

Aos meus amigos pelo apoio e por deixar a trajetória muito mais leve de ser trilhada.

E ao meu marido, Eduardo de Souza dos Santos, por aguentar o meu mau humor quando as coisas não estavam dando certo e por me incentivar e dar forças para concluir este trabalho.

Por fim, a todos que de alguma forma contribuíram para o meu crescimento pessoal e profissional.

Meus sinceros agradecimentos.

“Precisamos ter perseverança e confiança em nós mesmo. Precisamos acreditar que temos talento para alguma coisa e que essa coisa pode ser atingida”
Marie Curie

RESUMO

A Radiografia é um dos métodos de aquisição de imagem diagnóstica mais utilizado na área médica, além de ter um ótimo custo benefício quando comparada às outras modalidades. Contudo, o mal posicionamento da estrutura irradiada pode comprometer o diagnóstico. Por esse motivo, o posicionamento radiográfico é tão importante e tão enfatizado durante a formação dos profissionais das técnicas radiológicas. Nesse aspecto, o principal objetivo deste trabalho foi desenvolver um phantom capaz de auxiliar no posicionamento das incidências radiográficas de mão, seleção dos parâmetros elétricos e na obtenção e avaliação das imagens radiográficas. Para construção dos ossos, de maneira mais fidedigna à anatomia dos mesmos, foi utilizada uma tomografia computadorizada de mão como modelo e construídos em impressora tridimensional com filamento especial compatível com atenuação óssea. O tecido mole foi construído a partir de uma mistura líquida para borracha de poliuretano que, ao ser misturada com CaCO_3 , mimetiza a atenuação do músculo e, ao ser misturada com microesferas fenólicas, mimetiza a atenuação da gordura. Além disso, foi elaborada uma equação onde é possível escolher a Unidade de Hounsfield (HU) desejada e obter a quantidade exata de CaCO_3 ou Microesferas Fenólicas necessárias para a ser adicionado com a borracha de poliuretano. Conclui-se que o phantom desenvolvido consegue mimetizar a forma e atenuação da mão humana assim como cumpre os quesitos de posicionamento das incidências de mão e critérios de qualidade de imagem por um custo muito inferior aos phantoms encontrados no mercado.

Palavras-Chaves: Proteção radiológica, Treinamento por Simulação, Radiografia, Impressão Tridimensional, Phantom.

ABSTRACT

Radiography is one of the most widely used diagnostic imaging methods in the medical field, and it has a good cost-benefit ratio when compared to other modalities. However, mispositioning of the irradiated structure may compromise the diagnosis. For this reason, radiographic positioning is so important and so emphasized throughout radiology professional's graduation. The main objective of this study was the development of a phantom able to assist in the radiographic positioning of the hand, electrical parameters selection and to obtain and evaluation of the radiographic images. To build the bones, as similar to the anatomy as possible, a computed tomography of a hand was used as model and built in a three-dimensional printer with special filament compatible with bone attenuation. The soft tissue was constructed from a liquid polyurethane rubber blend, which mixed with CaCO_3 , mimics muscle attenuation and when mixed with phenolic microspheres mimics fat attenuation. In addition, an equation was developed where it is possible to choose the desired HU and obtain the exact amount of CaCO_3 or Phenolic Microspheres required to be added with the polyurethane rubber. In conclusion, the developed phantom can mimic the shape and attenuation of the human hand as well as follow the requirements for hand positioning and image quality criteria, for a much lower price than phantoms found in the market.

Keywords: Radiation Protection, Simulation Training, Radiography, Tri-dimensional Printing, Phantom.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Ossos da mão.	19
Figura 2 – Epífise femural seccionada	20
Figura 3 – Representação de alguns dos músculos e tendões da mão	21
Figura 4 – Incidência PA de mão: a) Posicionamento e b) Radiografia.	22
Figura 5 – Incidência PA oblíqua de mão: a) Posicionamento e b) Radiografia.....	23
Figura 6 – Incidência Perfil em leque de mão: a) Posicionamento e b) Radiografia.	24
Figura 7 – Incidência Perfil em extensão de mão: a) Posicionamento e b) Radiografia.	24
Figura 8 – Phantom antropomórfico de mão e sua respectiva imagem radiográfica.....	26
Figura 9 – Phantom antropomórfico de Tireoide	27
Figura 10 – Modelo de impressora 3D FDM - Modelo Creator Pro 3D Printer.	28
Figura 11 – Filamento de ABS para impressão 3D.	29
Figura 12 – Ilustração do funcionamento de um equipamento de TC	31
Figura 13 – Representação das densidades dos tecidos em HU.....	32
Figura 14 – TC de abdômen comparando ROIs no baço e fígado apresentando patologia (esteatose hepática).....	33
Figura 15 – Fluxograma da construção do phantom	35
Figura 16 – Inserção dos ROI's na imagem tomográfica	36
Figura 17 – Interface do Programa 3DSlicer, resultado da aplicação do filtro ósseo. ...	37
Figura 18 – Interface de edição do 3DSlicer para seleção da área de interesse.	38
Figura 19 –Terceiro metacarpo modelado separadamente.....	39
Figura 20 – Molde a) Lado A - posterior e b) Lado B - anterior do protótipo	40
Figura 21 – Projeto dos Ossos para inserção no molde da mão.....	41
Figura 22 – Mistura líquida para borracha de poliuretano	42
Figura 23 – Carbonato de Cálcio precipitado	42
Figura 24 – Microesferas Fenólicas	43
Figura 25 – Inserção dos ROI's na imagem tomográfica	45
Figura 26 – Posicionamento dos ROI's nas amostras de borracha: 1- pura, 2 - 2% de microesferas; 3- 4% de microesferas; 5- Banha de porco.....	47
Figura 27 – Impressão de um metacarpo.....	52
Figura 28 – Osso do metacarpo finalizado.....	53

Figura 29 – Ossos do carpo, rádio e ulna distal recém impressos	53
Figura 30 – Fluxograma da montagem do Phantom	54
Figura 31 – Lado A com mistura de poliuretano e molde ósseo posicionado	55
Figura 32 – Processo de inserção e fixação dos ossos no lado A do molde do phantom	56
Figura 33 – Lado A e B encaixados para fechamento do protótipo	56
Figura 34 – Protótipo do Phantom: a) Dorso da mão; b) Palma da mão	57
Figura 35 – Ossos com Haste metálica a) antes de encaixar b) após encaixe	58
Figura 36 – Utilização da mistura com microesferas fenólicas como pele	58
Figura 37 – Scout a) Mão; b) Phantom 1; c) Phantom 2. Imagens igualmente ajustadas em brilho e contraste para melhor visualização.	59
Figura 38 – Radiografia PA da mão, Phantom 1 e 2 respectivamente.....	62
Figura 39 – Radiografia PA oblíqua da mão de dois posicionamentos diferentes e Phantom 1 e 2 respectivamente.....	63
Figura 40 – Radiografia Perfil em extensão da mão e Phantom 1 e 2 respectivamente.	63
Figura 41 – Radiografia Perfil em leque da mão e Phantom 2 respectivamente.....	64

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Valores de HU dos ROI's dos tecidos muscular, gorduroso e ósseo	46
Tabela 2 – Valores de HU dos tecidos muscular, gorduroso e ósseo em 4 estudos diferentes.....	46
Tabela 3 – Valores de HU dos ROI's das amostras com microesferas fenólicas e banha	48
Tabela 4 – Valores de HU dos ROI's das amostras com Carbonato de Cálcio.....	49
Tabela 5 – Valores de HU dos ROI's dos ossos impressos com filamentos A e B	51
Tabela 6 – Valores de HU dos simuladores de tecidos muscular, gorduroso e ósseo em 3 estudos diferentes	51
Tabela 7 – Descrição dos materiais, valores e quantidades utilizadas para construção do phantom	65

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – Média dos valores de HU e a equação da reta para amostra com microesferas fenólicas	49
Gráfico 2 – Média dos valores de HU e a linha de tendência para amostra com CaCO_3	50
Gráfico 3 – Histograma dos Scouts da Mão, Phantom 1 e 2.....	60
Gráfico 4 – Sobreposição dos histogramas para melhor comparação.	61

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3D – Tridimensional

ABNT – Associação Brasileira de Normas e Técnica

ABS – Acrilonitrila Butadieno Estireno

BaSO₄ – Sulfato De Bário

CaCO₃ – Carbonato de Cálcio

CR – Computed Radiography (Radiologia Computadorizada)

DR – Direct-capture Radiography (Radiologia Direta)

HU – Hounsfield Unit (Número de Hounsfield)

ICRP – International Commission for Radiation Protection (Comissão Internacional de Proteção Radiológica)

ICRU – International Commission on Radiation Units & Measurements (Comissão Internacional de Unidades de Medidas em Radiação)

IF – Interfalangiana

kV – Quilovolt

mAs – Miliampere segundo

MCF – Metacarpofalangeana

PA – Pósterio-anterior

PLA – Ácido Poliático

PMMA – Polimetilmetacrilato (Acrílico)

RC – Raio Central

RI – Receptor de Imagem

ROI – Region of interest (Região de interesse)

SI – International System (Sistema Internacional de Medidas)

TC – Tomografia Computadorizada

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
1.1 Justificativa.....	17
1.2 Objetivos	18
1.2.1 Objetivo geral.....	18
1.2.2 Objetivos específicos	18
2 REFERENCIAL TEÓRICO	19
2.1 Anatomia da Mão.....	19
2.2 Radiografia da mão	21
2.3 Phantom	24
2.4 Impressão 3D	27
2.5 Radiografia Digital	29
2.6 Tomografia Computadorizada	30
3 METODOLOGIA.....	34
3.1 Tipo de estudo	34
3.2 Construção do Phantom	34
3.3 Coleta dos dados.....	43
3.3 Análise dos dados	44
4 RESULTADOS	45
4.1 Teste com os materiais.....	45
4.4 Construção dos ossos	52
4.5 Montagem dos protótipos	54
4.6 Tomografia dos Protótipos.....	59
4.7 Radiografia dos protótipos.....	61
4.8 Custo Benefício.....	64
5 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	66
REFERENCIAS.....	68

1 INTRODUÇÃO

A Radiografia convencional é um dos métodos de aquisição de imagem diagnóstica mais utilizada na área médica, além de ter um ótimo custo benefício quando comparada às outras modalidades (PIRNEJAD; NIAZKHANI; BAL, 2013). Com os avanços tecnológicos e aperfeiçoamento da Radiologia Computadorizada (CR) e Radiologia Direta (DR), as imagens adquiridas podem ser ajustadas e manipuladas conforme os critérios de qualidade, diminuindo os índices de reexposição do paciente relacionado ao erro de na seleção dos parâmetros elétricos (kV e mAs) (BUSHONG, 2010).

Porém, o mal posicionamento da estrutura irradiada pode comprometer o diagnóstico. Por esse motivo, o posicionamento radiográfico é tão importante e tão enfatizado durante a formação dos profissionais das técnicas radiológicas (PROENÇA, 2009). Durante as aulas, os alunos transformam a teoria em prática, realizando os posicionamentos e aprendendo como a abordagem deve ser exercida no momento do exame. Entretanto, a radiação ionizante pode trazer danos à saúde e de acordo com os princípios de proteção radiológica, não existe justificativa para efetuar a exposição dos alunos durante as aulas. (BRASIL, 1998).

Para tornar possível expor sem prejudicar a saúde e obedecendo aos princípios éticos, foram criados os phantoms ou, do inglês, *phantoms*, que segundo o Relatório No. 48 de 1992 da Comissão Internacional de Unidades de Medidas em Radiação (ICRU – *International Commission on Radiation Units & Measurements*), são objetos que simulam um ou mais tecidos biológicos. Phantoms são amplamente utilizados para controle de qualidade e estimativa de dose em exames radiográficos e de Tomografia Computadorizada (TC), e ainda podem ser empregados no planejamento radioterápico (DEWERD; KISSICK, 2014; VENEZIANI, 2017).

Além dos avanços na aquisição de imagem e desenvolvimento de simuladores, nos dias de hoje têm se falado muito na utilização da impressão 3D na medicina. Esta tecnologia pode auxiliar no planejamento cirúrgico ou na confecção de próteses de baixo custo, e está avançando cada dia mais (GERSHMAN et al., 2016; VENEZIANI, 2017; FILIPPOU; TSOUMPAS, 2018)).

Nesse aspecto, este trabalho teve como principal objetivo desenvolver um phantom capaz de auxiliar no posicionamento das incidências radiográficas de mão,

seleção dos parâmetros elétricos e na obtenção e avaliação das imagens, podendo assim, contribuir para o processo de aprendizagem e aperfeiçoamento das aulas de técnicas radiológicas.

1.1 Justificativa

A qualidade de um exame radiográfico depende diretamente da excelência na escolha dos parâmetros e no posicionamento do paciente, pois cada incidência radiográfica deve seguir seus respectivos critérios de qualidade (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2015). Para que o aluno se familiarize com a prática da profissão, na disciplina de Técnicas Radiológicas utiliza-se o treinamento por simulação, que pode ser compreendido como uma imitação ou representação de um ato ou processo, simples ou complexo (RIBEIRO, 2018). Sendo assim, uma vez que o conteúdo foi bem fixado em sala de aula, diminui as chances de reexposições de paciente por mau posicionamento.

Todavia, a realização da exposição de alunos para obtenção de radiografias e verificação da qualidade da imagem não é permitida de acordo com princípios da proteção radiológica (BRASIL, 1998). Durante sua prática docente, a autora pôde experimentar as dificuldades dos alunos em relacionar os parâmetros elétricos e posicionamento da estrutura com a imagem que deve ser adquirida, pois alguns erros só podem ser compreendidos quando visualizada a imagem radiográfica. Portanto, um phantom antropomórfico de mão seria de extrema utilidade durante as aulas de técnicas radiológicas permitindo a análise da variação dos parâmetros técnicos e diversos tipos de posicionamentos. Além disso, também auxiliaria na avaliação da imagem radiográfica, permitindo ao aluno relacionar a técnica e o posicionamento realizado com a imagem adquirida, facilitando o entendimento do conteúdo ministrado em sala de aula.

Outro ponto que deve ser levado em consideração é seu custo, já que o valor de um phantom de mão comercial varia de 3 a 4 mil dólares, algo entre 12 e 16 mil reais para taxa de conversão de R\$ 4,00 (ERLER ZIMMER, 2019). E os phantoms de mão disponíveis no mercado são todos rígidos, o que permite a realização de apenas a incidência em uma posição. Uma das razões para um custo tão alto pode ser atribuída à utilização de esqueleto humano nas peças. O phantom desenvolvido neste trabalho, além do custo menor, representa adequadamente a anatomia humana da mão. E por ser construído sem a utilização de partes humanas reais, facilita a construção de phantoms dos mais diversos tamanhos e formas, incluindo a inserção de patologias.

Considerando a importância de um bom posicionamento para o diagnóstico correto e a relevância da correlação entre posicionamento, parâmetros técnicos e imagem adquirida no aprendizado dos alunos, o estudo questiona: Como desenvolver um phantom flexível de mão para fins didáticos?

Para responder a estes questionamentos, traçam-se os seguintes objetivos:

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo geral

Desenvolver um phantom flexível de mão para fins didáticos

1.2.2 Objetivos específicos

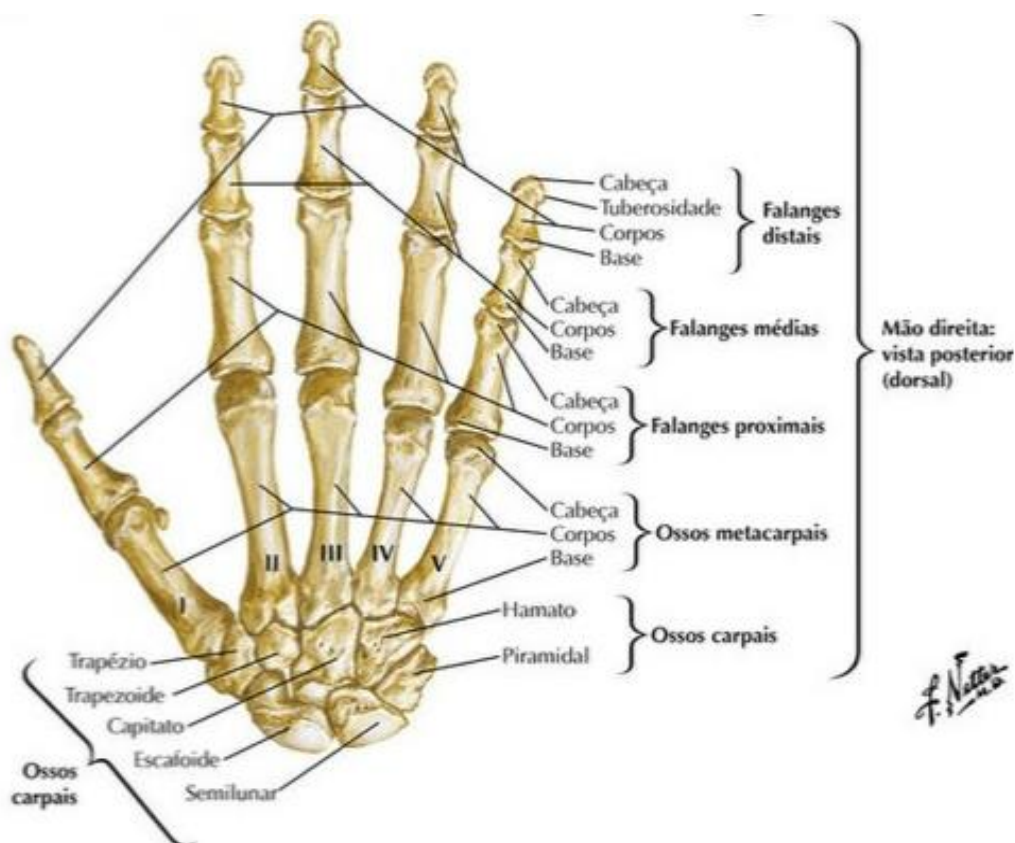
- a) Identificar os materiais com densidade equivalente aos tecidos ósseo, muscular e gorduroso
- b) Construir as partes anatômicas da mão com estruturas e espessuras apropriadas
- c) Comparar as imagens radiográficas do phantom desenvolvido com as imagens encontradas na literatura

2 REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 Anatomia da Mão

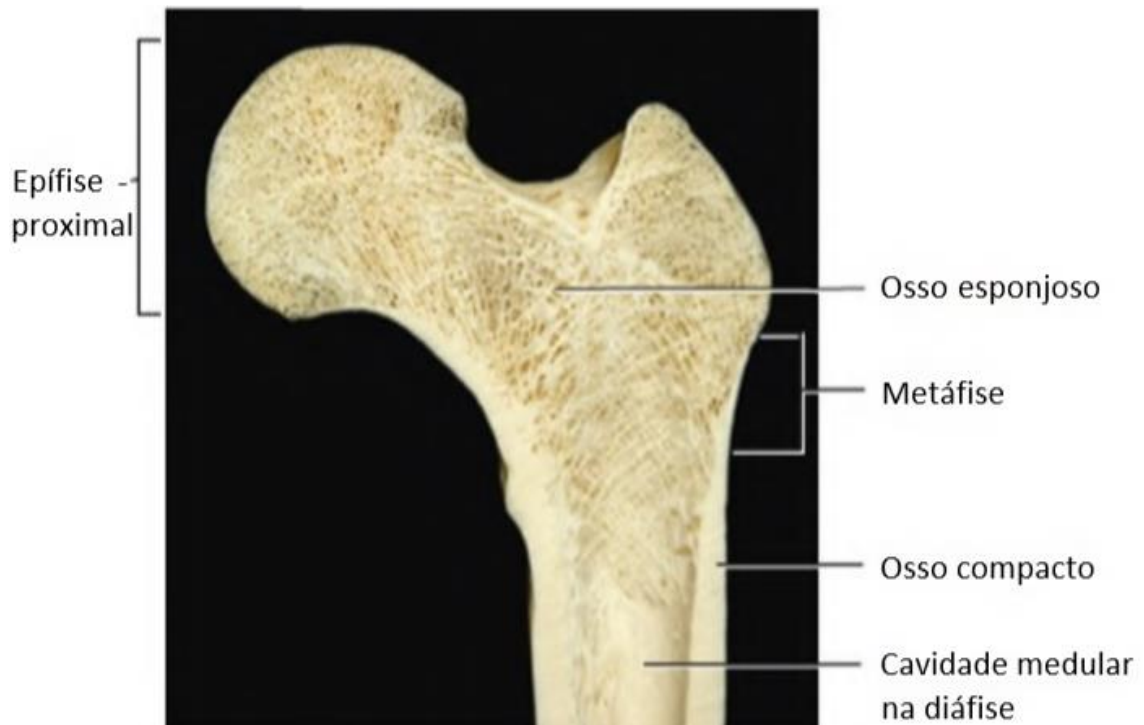
A mão é composta por 27 ossos, sendo 14 falanges, 5 metacarpos e 8 carpos. As falanges são os ossos que compõem os dedos, sendo divididas em falange proximal, média e distal. A palma da mão é formada pelos metacarpos e o punho é formado pelos carpos, conforme figura 1 (TORTORA, 2010)

Figura 1 – Ossos da mão.



Fonte: NETTER (2015).

Os ossos podem ser divididos histologicamente em osso compacto (cortical) ou esponjoso (trabecular), além disso, os ossos longos possuem uma cavidade medular, como representado na figura 2 (TORTORA, 2010).

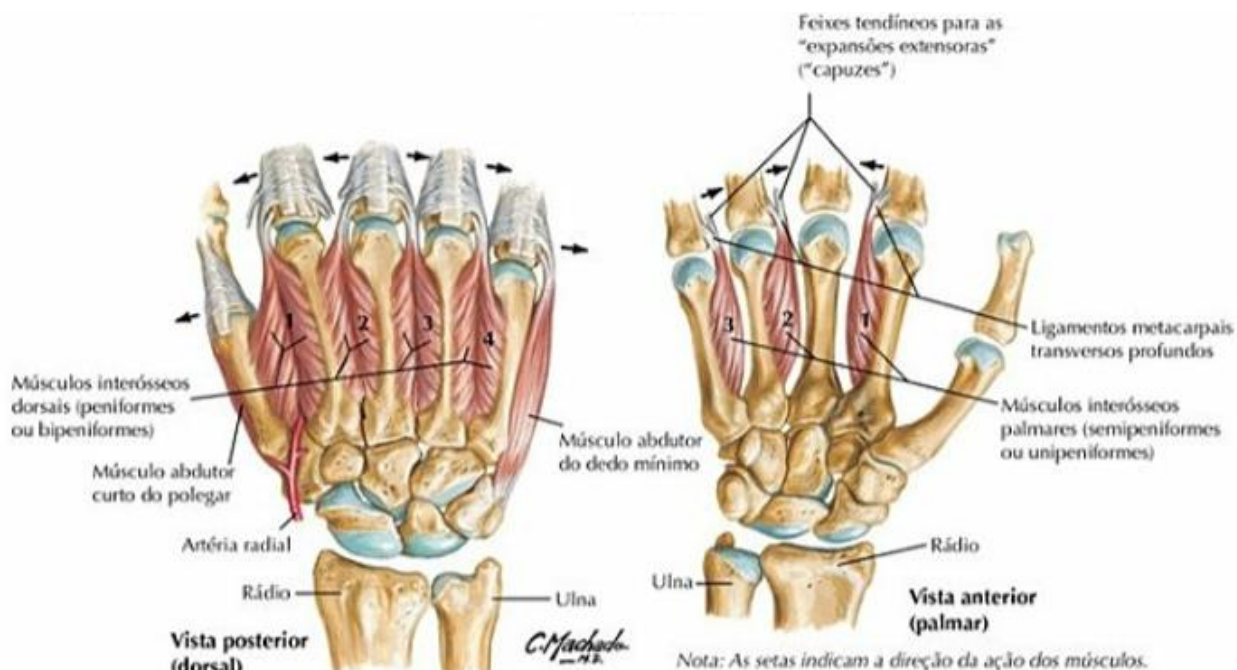
Figura 2 – Epífise femural seccionada

Fonte: TORTORA (2010).

Entre os ossos existe um espaço chamado espaço articular, ele permite que haja movimento entre um osso e outro. Cada articulação é nomeada de acordo com a sua localização, como por exemplo a articulação interfalângiana (IF) está localizada entre falanges. Elas podem ser proximais, distais, e também estarem associadas ao dedo ao qual pertencem, como por exemplo, primeira articulação IF (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2015).

Além de ossos, a mão também é composta por ligamentos, músculos e tendões. Os ligamentos são responsáveis por fazer uma conexão entre um osso e outro, mantê-los unidos na posição correta. Os tendões ligam os músculos nos ossos, que por sua vez tem como função o movimento (Figura 3) (TORTORA, 2010).

Figura 3 – Representação de alguns dos músculos e tendões da mão



Fonte: NETTER (2015)

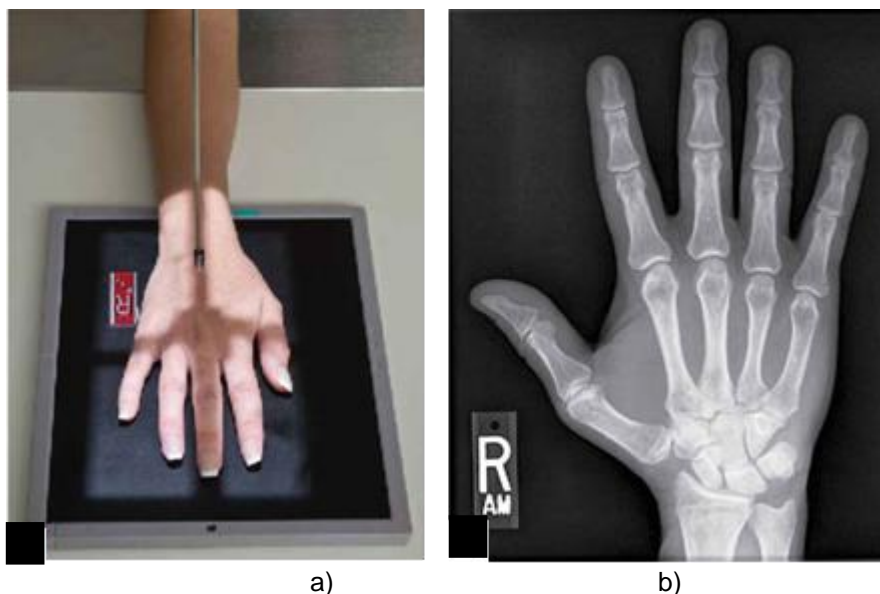
2.2 Radiografia da mão

A radiografia de mão é indicada para fraturas, luxações e corpos estranhos, além de estudo das articulações e processos patológicos, tais como osteoporose e osteoartrite. Além disso, é comumente solicitada para análise da idade óssea em crianças e adolescentes (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2015).

Segundo Bontrager e Lampignano (2015), as incidências básicas de mão são: Pósterio-anterior (PA), PA Oblíqua e Perfil. Na incidência PA, a mão deve estar em prona, apoiada sobre o receptor de imagem (RI), devidamente alinhada e centralizada no mesmo. O raio central (RC) é perpendicular ao RI, direcionado na terceira articulação metacarpofalangeana (MCF) (Figura 4.a). Para que a imagem atenda aos critérios de qualidade radiográfica, toda a mão e 2,5 cm do antebraço distal devem aparecer na imagem. Não deve ser observada rotação, evidenciada pela simetria de tecido mole em ambos os lados dos dedos e concavidades das diáfises dos metacarpos e falanges. O polegar deve ser visualizado na posição oblíqua, os dedos devem estar separados sem sobreposição de partes moles e as articulações MCF e IF devem aparecer abertas na imagem, indicando que a mão foi totalmente pronada e o RC foi colocado no local correto.

Além de apresentar brilho e contraste ideais, ausência de movimento, demonstrando bem contorno de partes moles e trabeculado ósseo, evidenciando a escolha correta dos parâmetros elétricos (Figura 4.b).

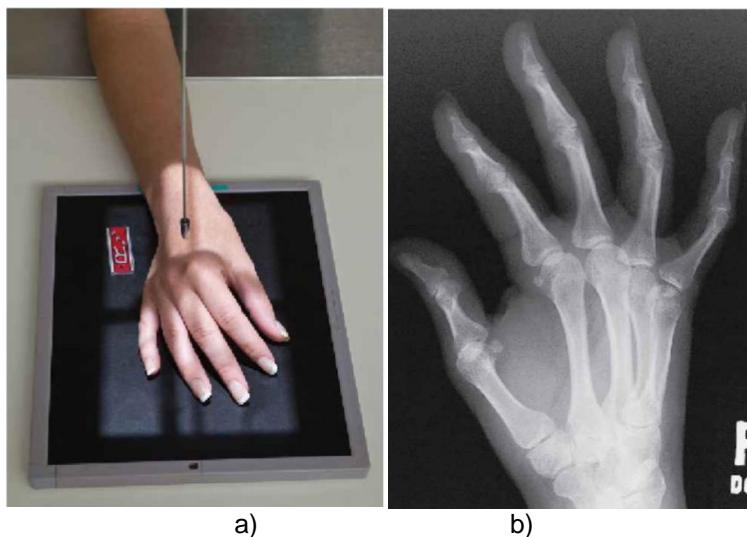
Figura 4 – Incidência PA de mão: a) Posicionamento e b) Radiografia.



Fonte: BONTRAGER; LAMPIGNANO (2015).

Na incidência PA oblíqua, a mão deve ser posicionada 45° em relação ao RI, girando a mão e o punho lateralmente. O RC é também direcionado na terceira articulação MCF (Figura 5.a). Assim como na incidência anterior, toda a mão e 2,5 cm do antebraço distal devem aparecer na imagem. O posicionamento correto é evidenciado pela não sobreposição das diáfises dos metacarpos, podendo haver sobreposição das epífises distais do terceiro, quarto e quinto metacarpo (Figura 5.b). (LONG; ROLLINS; SMITH, 2016).

Figura 5 – Incidência PA oblíqua de mão: a) Posicionamento e b) Radiografia.



a) b)
Fonte: BONTRAGER; LAMPIGNANO (2015).

A incidência de perfil em leque é capaz de demonstrar os dedos em perfil com mínima sobreposição. A mão e o punho devem ser posicionados de forma que formem 90° com o receptor de imagem (RI), com o polegar para cima. Os dedos devem ser separados uns dos outros para que possam ser visualizados em perfil sem sobreposição. O RC deve ser direcionado perpendicular à segunda articulação MCF (Figura 6.a). Toda a mão e 2,5 cm do antebraço distal devem ser visualizados, os dedos devem aparecer em perfil com os espaços articulares abertos. O polegar deve aparecer ligeiramente obliquo, mão e o punho em perfil verdadeiro, evidenciado pela sobreposição do rádio e ulna (Figura 6.b). No perfil em extensão, também frequentemente solicitado, os dedos devem aparecer sobrepostos, assim como os metacarpos, e o rádio e a ulna (Figura 7.a). O polegar deve aparecer parcialmente obliquo ao lado do segundo metacarpo. Brilho e contraste ideais, sem artefato de movimento, demonstrando contorno de partes moles e trabeculado ósseo devem ser observados (Figura 7.b) (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2015).

Figura 6 – Incidência Perfil em leque de mão: a) Posicionamento e b) Radiografia.



a) b)
Fonte: BONTRAGER; LAMPIGNANO (2015).

Figura 7 – Incidência Perfil em extensão de mão: a) Posicionamento e b) Radiografia.



a) b)
Fonte: BONTRAGER; LAMPIGNANO (2015).

2.3 Phantom

De acordo com a Publicação n. 103/2007 da *International Commission for Radiation Protection* (ICRP – Comissão Internacional de Proteção Radiológica) e a Portaria No. 453/1998 do Ministério da Saúde, que estabelece as diretrizes básicas de

proteção radiológica, a exposição à radiação ionizante não deve ser realizada a menos que seja justificada. Portanto, criou-se substitutos para o corpo humano, de forma que fosse possível realizar exposições sem prejudicar a saúde e realizar controle de qualidade de imagens e equipamentos. Esses substitutos são denominados phantoms ou, do inglês, phantoms, que segundo o Relatório n. 48/1992 da ICRU, são objetos que simulam um ou mais tecidos biológicos.

A forma e a composição do phantom é determinada pela finalidade do mesmo. Assim, o material usado no phantom pode ser tecido equivalente ao ser humano para uma determinada faixa de energia, mas pode não representar bem o mesmo tecido em outras energias. Por exemplo, um phantom usado na radioterapia é totalmente diferente de um phantom usado na radiologia convencional, pois o primeiro utiliza energia na faixa de megavolts enquanto o outro, na faixa de quilovolts (DEWERD; KISSICK, 2014; XU; ECKERMAN, 2010)

Os phantoms podem ser classificados como de imagem, dosimétricos ou de calibração, se levado em consideração a sua função, ou phantoms antropomórficos, físicos ou virtuais, se levado em consideração a sua forma (HENRIQUES et al. 2014). Existem diversos modelos de phantoms antropomórficos para radiologia convencional de diferentes partes do corpo humano. Especificamente os modelos de phantoms de mão, ou membros superiores, existentes no mercado podem ser opacos ou transparentes e, na grande maioria das vezes, são estáticos (Figura 8) (DEWERD; KISSICK, 2014)

Figura 8 – Phantom antropomórfico de mão e sua respectiva imagem radiográfica



Fonte: ERLER ZIMMER (2019)

A escolha dos materiais apropriados para cada phantom é um desafio, pois tem que suprir as necessidades conforme seu tipo e função, representando o tecido de forma física e radiológica. Os phantoms podem ser construídos de diversos materiais, sendo os mais comuns: água, polimetilmetacrilato (PMMA), espuma, epóxi, alumínio, entre outros (DEWERD; KISSICK, 2014). Atualmente, se tem experimentado filamentos 3D e borracha de poliuretano para confecção desses phantoms (ALQAHTANI et al., 2018; SAVI; ANDRADE; SAND, 2019)

Além da faixa de energia, existem algumas propriedades dos materiais que devem ser levadas em consideração na construção de um phantom tecido equivalente. A densidade do material e número atômico podem ser utilizados como uma forma mais simples de avaliar a equivalência do material ao tecido. Embora esses parâmetros forneçam informações sobre as propriedades físicas do material em questão, eles não fornecem muitas informações sobre as propriedades radiológicas do mesmo. O parâmetro mais detalhado para avaliação do material é o coeficiente de atenuação de energia em massa, que indica o quanto de energia é depositado por unidade de massa (ICRU, 1998; XU; ECKERMAN, 2010)

A tecnologia da impressão 3D já está sendo utilizadas na medicina há alguns anos, e também confecção de phantoms. Na Medicina Nuclear, um phantom de cabeça foi desenvolvido para simular imagens do cérebro em exames de SPECT. Nessa mesma

linha, foi desenvolvido um phantom de tireoide com o propósito de ser utilizado com medicina nuclear, radioterapia, radiologia convencional para estudos dosimétricos e qualidade de imagem (Figura 9) (ALSSABBAGH et al., 2017; ANDERSON, 2017; NEGUS et al., 2016; VENEZIANI, 2017);

Figura 9 – Phantom antropomórfico de Tireoide



Fonte: ALSSABBAGH et al. (2017)

2.4 Impressão 3D

A impressão 3D ou Fused Deposition Modeling (FDM - Modelagem por Fusão e Depósito) nada mais é do que a sobreposição de finas camadas de um determinado material até ganhar a forma do objeto desejado (Figura 10). Para que seja possível construir este objeto, ele deve ser primeiramente desenhado no computador, e transformando em modelo de impressão. Esse modelo pode ser criado em um software específico, tendo como base a imaginação do autor, uma imagem conhecida ou até mesmo imagens médicas de TC no formato DICOM (BASTIANI, 2016; SILVEIRA, 2016).

Figura 10 – Modelo de impressora 3D FDM - Modelo Creator Pro 3D Printer.



Fonte: FLASHFORGE (2018)

Os materiais comumente utilizados nas impressoras 3D são o ABS (Acrilonitrila Butadieno Estireno) e o PLA (Ácido Poliático). Apesar de serem muito parecidos, o ABS é um tipo de plástico bastante rígido e leve, além de ser resistente e flexível (Figura 11). Já o PLA é um polímero biodegradável, produzido a partir de ácido láctico fermentado (SILVEIRA, 2016).

Figura 11 – Filamento de ABS para impressão 3D.



Fonte: MAXGEEK (2019)

Para os phantoms radiológicos, pode-se utilizar ABS com Tungstênio (W), Cobre (Cu), Alumínio (Al), Bismuto (Bi), e até mesmo sulfato de bário (BaSO₄) para simular diferentes densidades dos tecidos, como osso, gordura, fígado, etc (SAVI; ANDRADE; SAND, 2019; 3D.ON, 2019).

Na medicina pode ser utilizada para construção de phantoms ou próteses cirúrgicas. Negus et. Al (2016) desenvolveu phantom de cabeça para medicina nuclear com o objetivo de simular imagens moleculares do cérebro e testar protocolos. Ainda na linha de simulação, Veneziani (2017) desenvolveu um phantom que pode ser usado em planejamento de Radioterapia para a localização espacial e mapeamento das curvas de isodose, possibilitando um planejamento mais personalizado para cada campo de radiação. Alssabbagh et. Al (2017) validou nove materiais que podem ser utilizados para construção de simuladores de tecidos como cérebro, mama, cristalino, coração, rim, fígado, pele, testículo e tireoide.

2.5 Radiografia Digital

A radiografia digital pode ser dividida em Computadorizada e Direta. A Radiografia Computadorizada (do Inglês – *Computed Radiology* – CR) consiste na utilização de

placas de imagem de diferentes tamanhos, compostas por fósforo fotoestimulável - PSP, que ao serem expostas a radiação, são capazes de armazenar a informação até serem passadas na leitora, onde um laser é acionado e a imagem é transformada em sinal digital e pode ser manipulada no computador (BUSHONG, 2010; CARROLL; 2011).

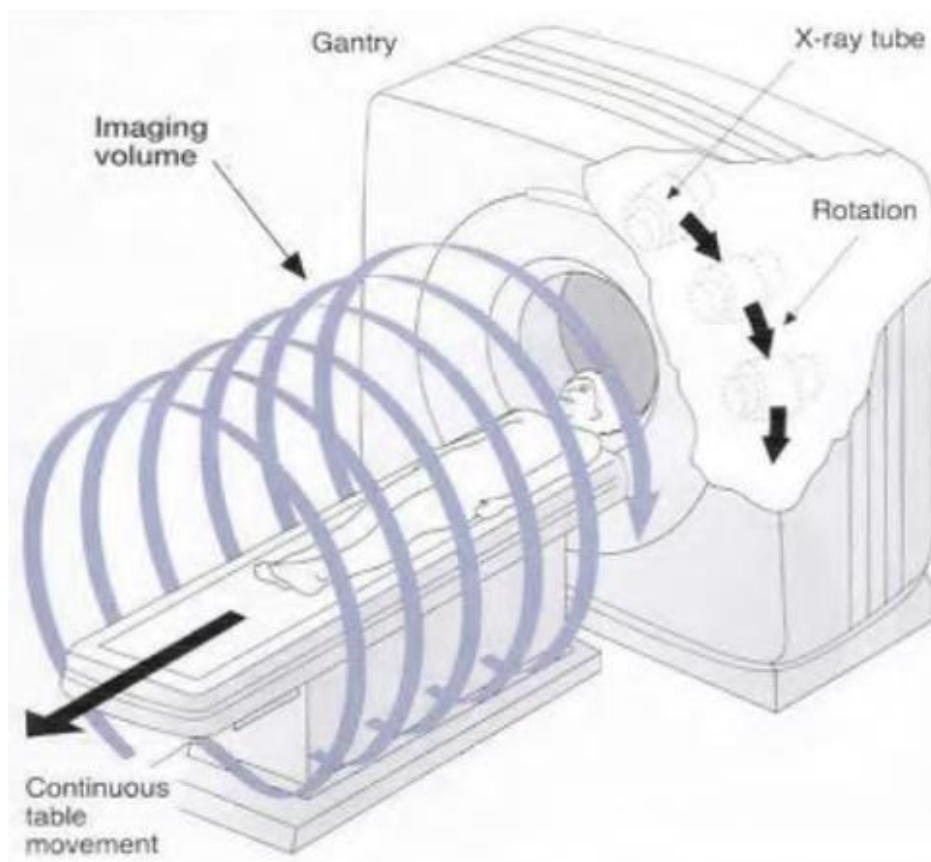
Já a Radiografia Direta, também chamada de DR (*Direct-capture digital Radiography*), é composta por uma placa única, feita de Selênio ou Silício amorfo. Esta placa destaca-se por ser mais sensível aos fótons de radiação X, possibilitando uma imagem de melhor qualidade e menor incremento de dose para o paciente (CARROLL; 2011).

A grande vantagem da radiografia digital está no pós-processamento, onde após a realização da radiografia, o profissional das técnicas pode manipular a imagem aumentando brilho e contraste a imagem, ajustando de acordo com os critérios de qualidade de imagem radiográfica sem que haja a necessidade de reexpor o paciente (BUSHONG, 2013; CARROLL; 2011).

2.6 Tomografia Computadorizada

A tomografia computadorizada é uma modalidade exame de diagnóstico por imagem que utiliza radiação X na faixa de quilovolts para aquisição da imagem. Consiste em um tubo de raios X e conjuntos de detectores que giram 360° entorno do paciente e adquire imagens transversais da anatomia (Figura 12), podendo serem reconstruídas nos três planos (sagital, coronal e axial) (BUSHONG, 2010).

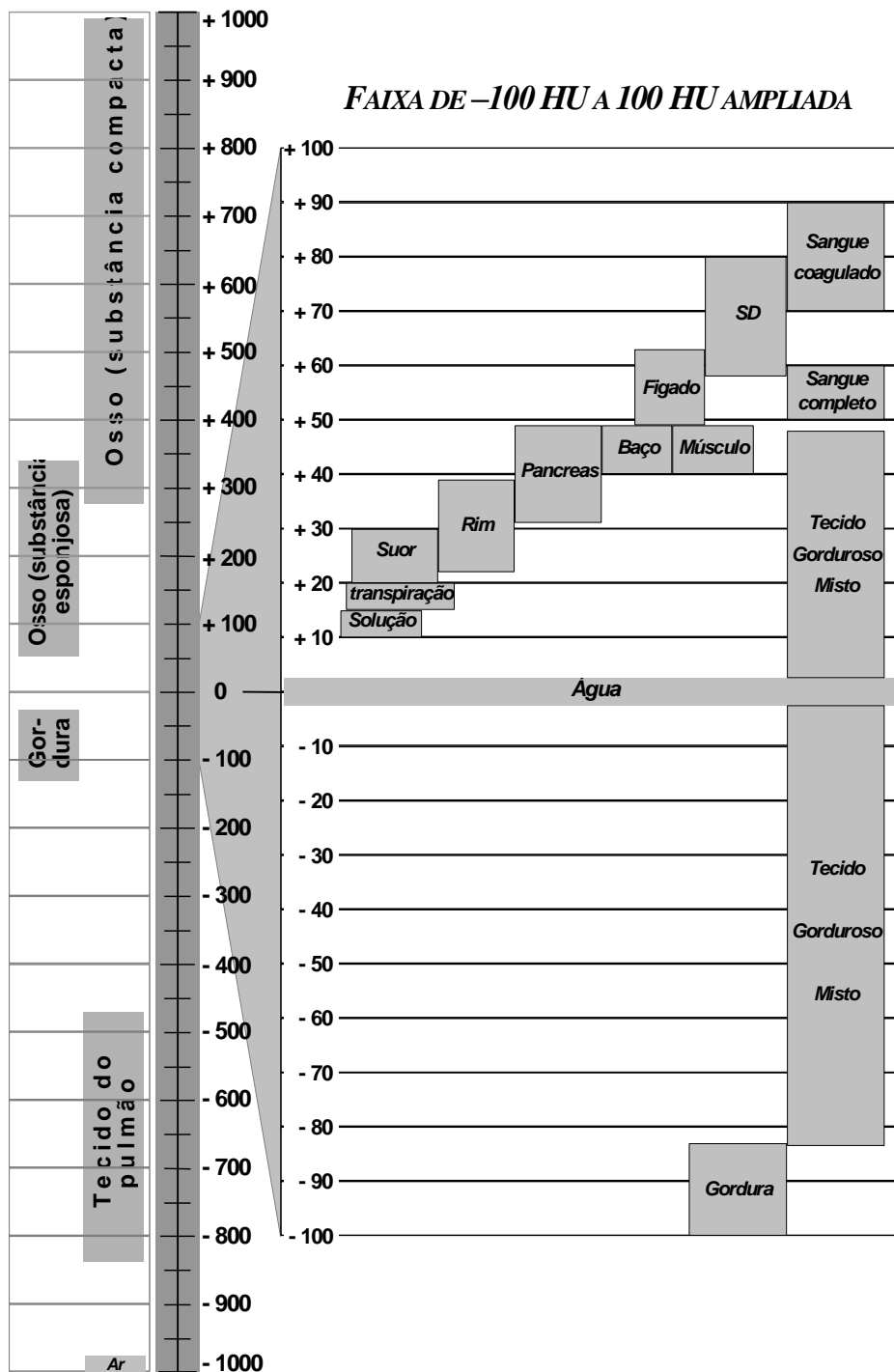
Figura 12 – Ilustração do funcionamento de um equipamento de TC



Fonte: HOFER (2007).

A rotação do tubo permite uma alta resolução espacial que possibilita diferenciar as estruturas anatômicas umas das outras de acordo com seus valores de atenuação, representados por tons de cinza exibidos no monitor. Equipamentos mais modernos tem capacidade de diferenciar mais de 4 mil tons de cinza que representam diferentes densidades, chamados de HU (Hounsfield Unit – Número de Hounsfield). Cada faixa de densidade representa um órgão ou tecido (Figura 13), considerando 0 o valor da água, ar o menos denso (-1000 HU) e osso cortical o mais denso (>250 HU)(HOFER, 2007).

Figura 13 – Representação das densidades dos tecidos em HU

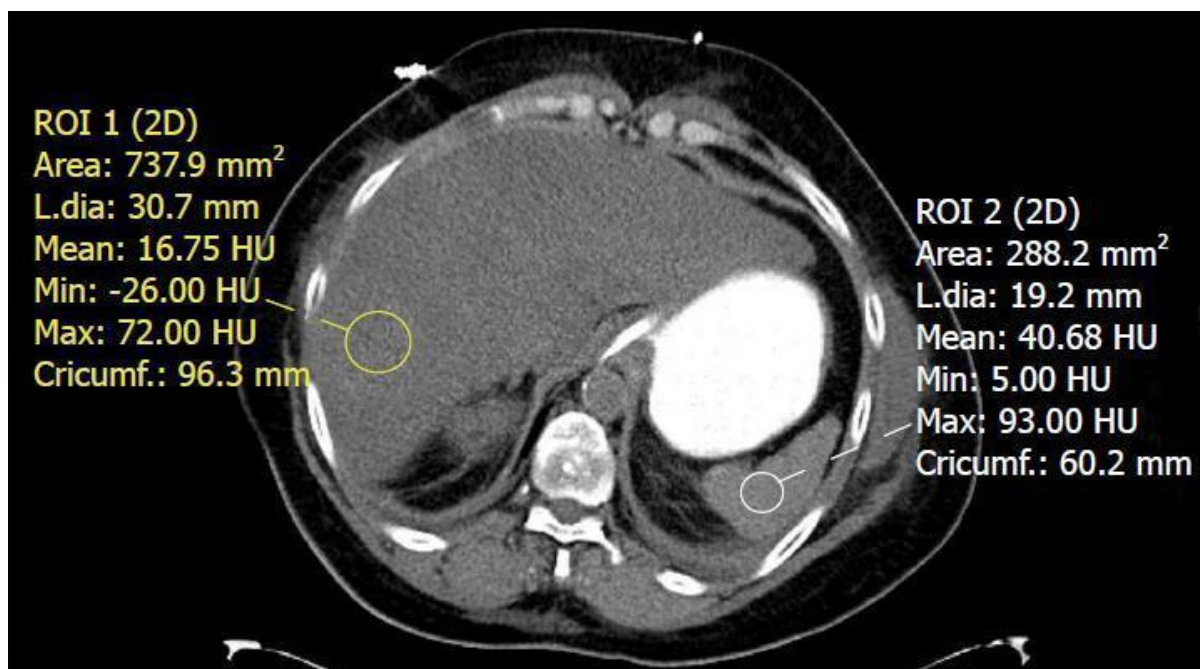


Fonte: Adaptado de HOFER (2007)

Na workstation (estação de trabalho) o sistema permite a manipulação da imagem, alteração de brilho, contraste, reconstruções e também permite a seleção de ROIs (*Regions of Interest* – Regiões de interesse). Ao selecionar um ROI, o computador faz uma média das densidades presentes naquela área e apresenta um HU. É

principalmente utilizada para controle da passagem de contraste em artérias, escore de cálcio das artérias coronárias, controle de qualidade e diferenciação tecidual (Figura 14) (BUSHBERG et al., 2002; BUSHONG, 2010; HOFER, 2007).

Figura 14 – TC de abdômen comparando ROIs no baço e fígado apresentando patologia (esteatose hepática)



Fonte: LI et al. (2018)

3 METODOLOGIA

3.1 Tipo de estudo

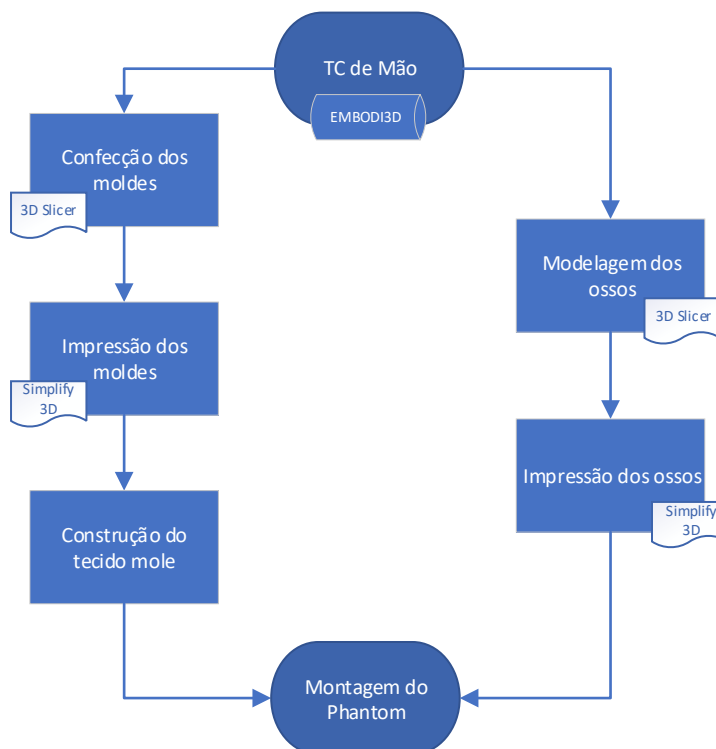
Esta pesquisa adotou uma estratégia de pesquisa quantitativa, pois prevê a mensuração de variáveis preestabelecidas para verificar e explicar sua influência sobre outras mediante a análise da frequência de incidências e correlações estatísticas (CRESWELL, 2010). Segundo Schwab (2013) toda pesquisa quantitativa deve identificar três pontos principais em seu design: a) mensuração; b) coleta dos dados e; c) análise dos dados.

Possui caráter experimental, pois objetiva avaliar a eficácia de uma intervenção ou um tratamento (DYNIEWICZ, 2009).

3.2 Construção do Phantom

Para a construção do phantom foi realizado uma sequência de etapas que está descrita no fluxograma abaixo para melhor entendimento do leitor.

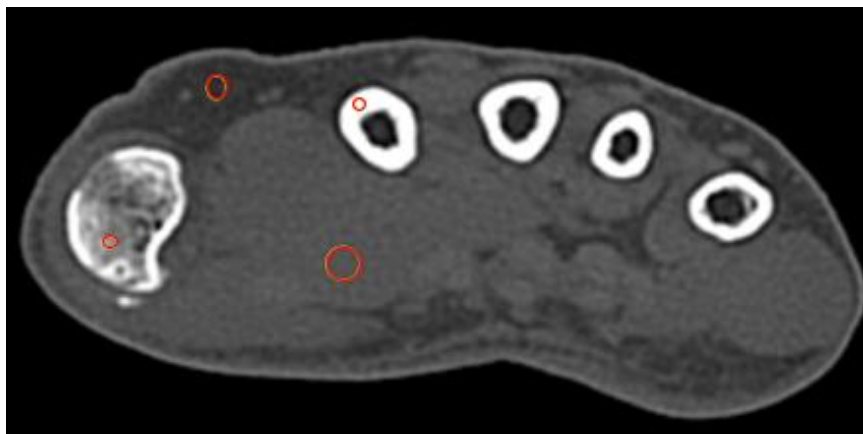
Figura 15 – Fluxograma da construção do phantom



Fonte: AUTORA (2019)

Pesquisando no banco de imagens EMBODI3D obteve-se uma tomografia completa da mão anonimizada. Uma sequência de 256 cortes, com 1 mm de espessura, reconstruída nos 3 planos. A partir das imagens dessa Tomografia, utilizando o programa Weasis, foram colocados 3 ROI's para cada tipo de tecido (Músculo, Gordura, Osso Cortical e Osso Trabecular) em diferentes cortes da imagem tomográfica (Figura 16). Assim foi possível delimitar uma faixa de valores na qual os diferentes tecidos estão incluídos. Mesmo utilizando uma TC real de mão, o valor de HU dos tecidos pode variar de acordo com a idade, sexo, etnia e condicionamento físico, pois estes fatores estão diretamente ligados à absorção de cálcio nos ossos e músculos (CARBONE et. al, 2003; BONICK, LEWIS, 2013)

Figura 16 – Inserção dos ROI's na imagem tomográfica

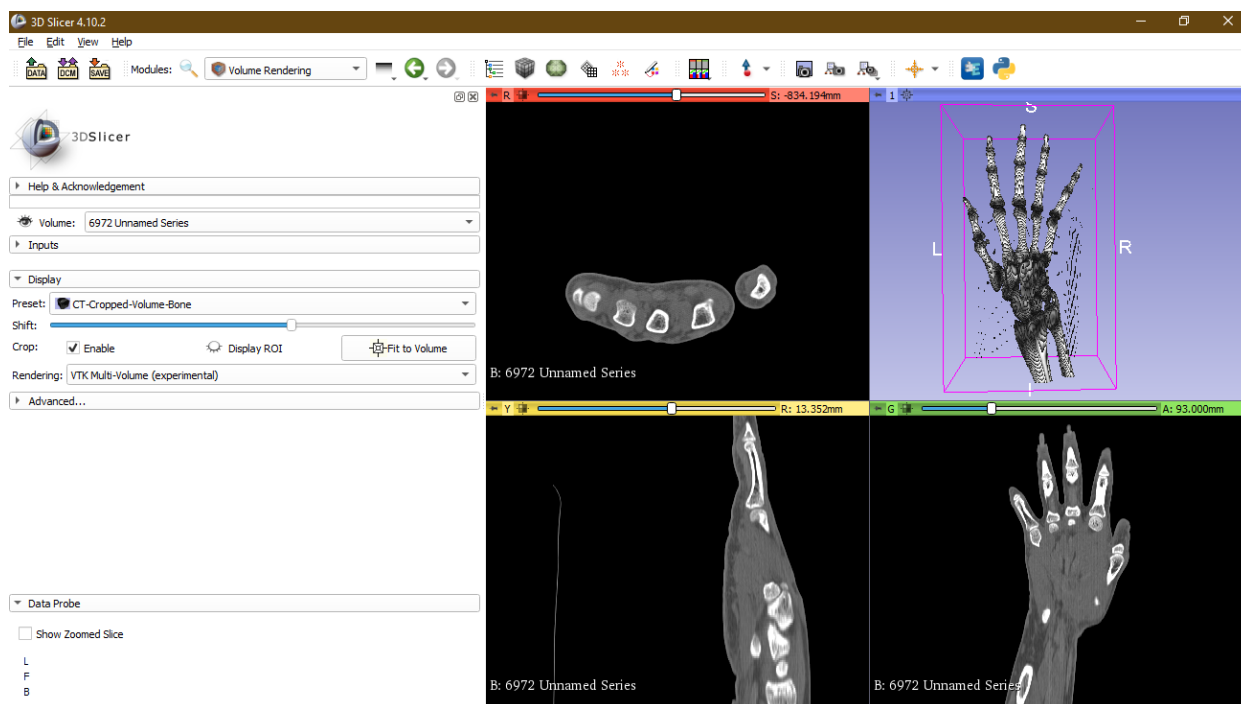


Fonte: AUTORA (2019)

Para construção dos ossos da mão, de maneira mais fidedigna à anatomia, utilizou-se uma tomografia computadorizada de mão como base. O Programa 3D Slicer permite selecionar na tomografia a anatomia de interesse de acordo com a Unidade de Hounsfield (HU – *Hounsfield Unit*) que a mesma apresenta, portanto, a cavidade medular na diáfise dos ossos permaneceu sem preenchimento. Para que fosse possível haver um espaço articular entre os ossos do phantom e ocorrer a flexão da parte, os ossos foram modelados de maneira independente. Apesar do programa auxiliar na distinção de tecido mole e ósseo, para que a estrutura ficasse com um aspecto liso e sem deformidades, a suavização da peça foi feita manualmente no programa, adicionando ou apagando pixels quando necessário.

Ao inserir as imagens tomográficas de mão no programa 3D Slicer, foi escolhido um filtro ósseo e foram selecionados valores a partir de 760 HU, para incluir desde o osso esponjoso até o cortical (Figura 17).

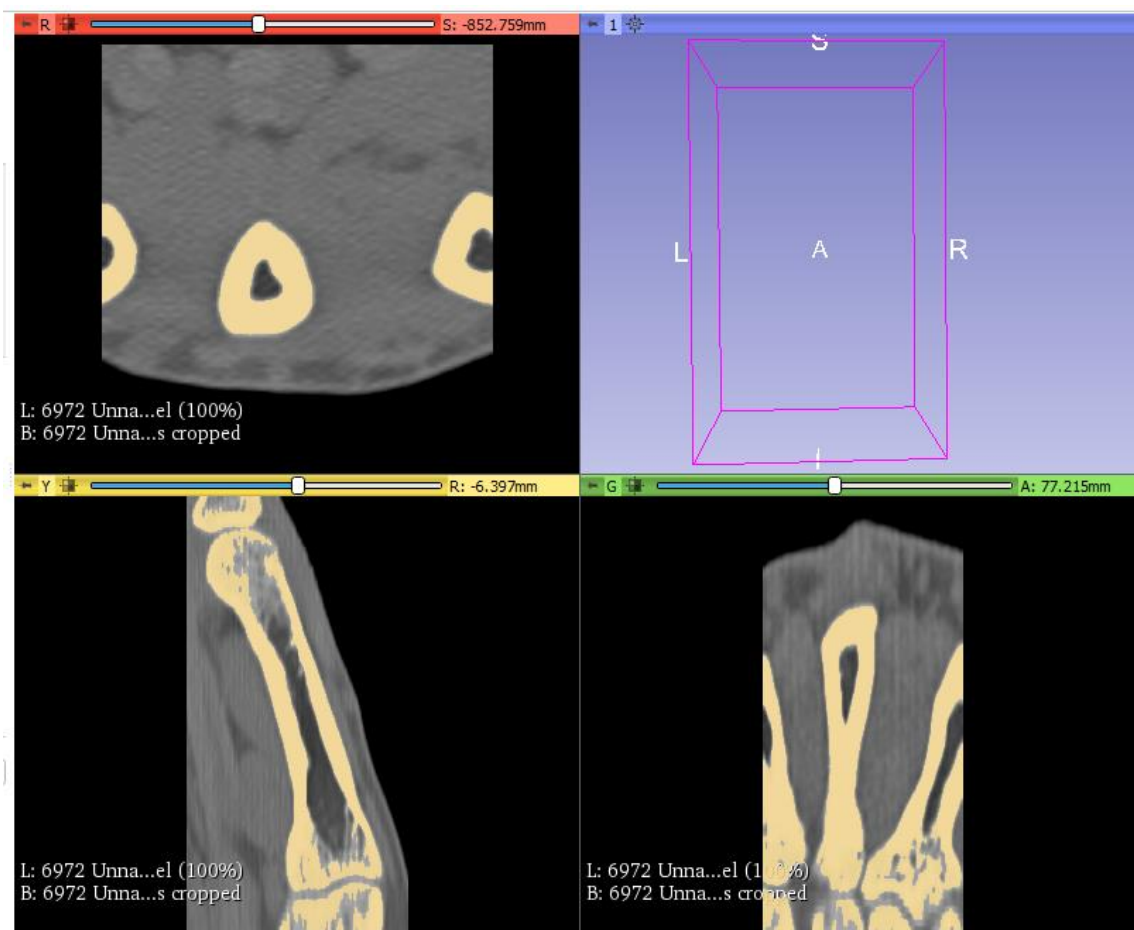
Figura 17 – Interface do Programa 3DSlicer, resultado da aplicação do filtro ósseo.



Fonte: AUTORA, 2019

Na sequência a área de interesse foi delimitada nos 3 planos da imagem tomográfica. Na parte de edição, é possível escolher uma cor para o modelo ósseo a ser criado e novamente é selecionado um intervalo de HU, onde é possível ajustar até que todo o contorno ósseo esteja da cor amarelo como na Figura 18.

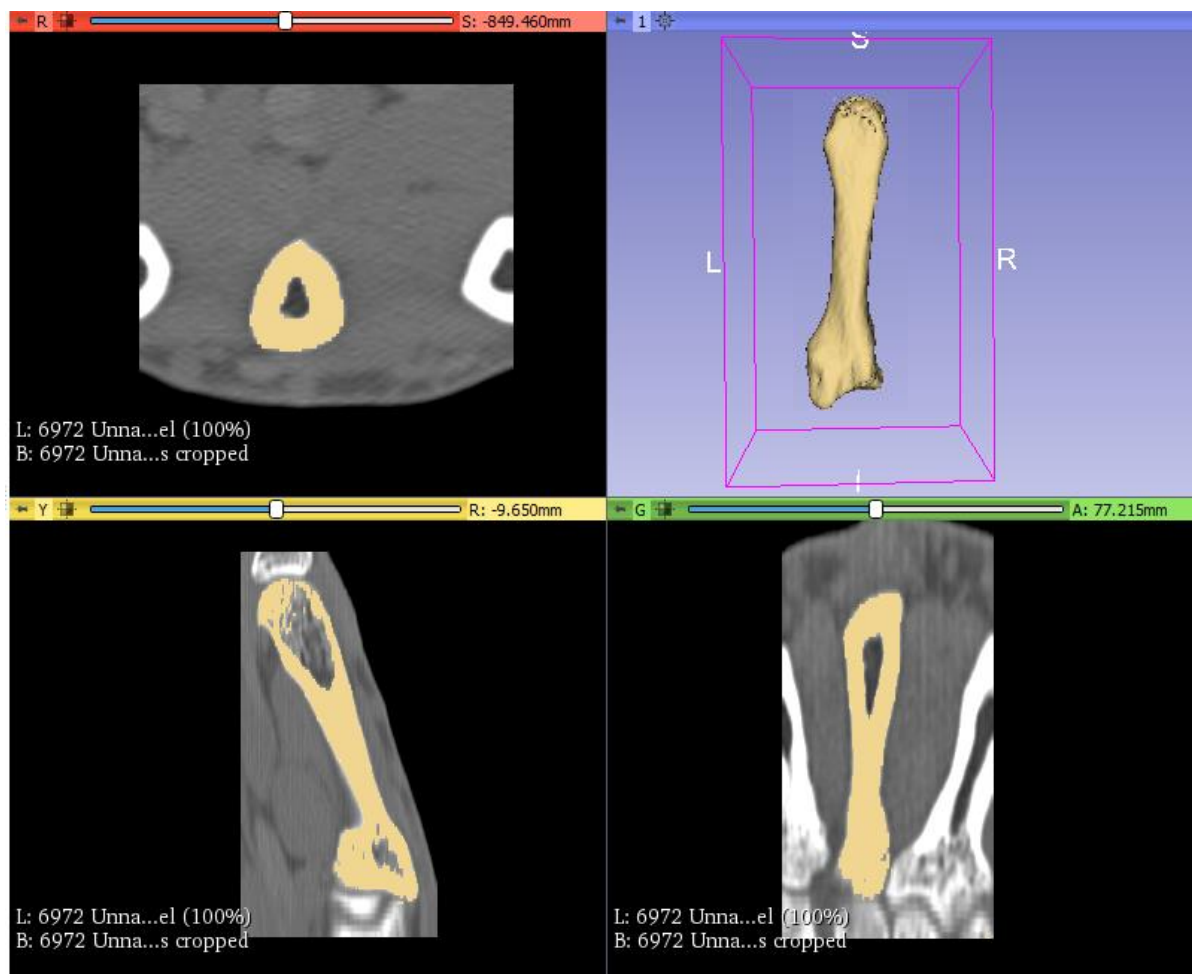
Figura 18 – Seleção da área de interesse.



Fonte: AUTORA, 2019

Além do osso de interesse, os ossos adjacentes também foram selecionados, então, utilizando uma ferramenta de edição, essas estruturas foram retiradas, deixando apenas um osso por vez (Figura 19). Após todo esse processo de separação e ajuste dos ossos, eles foram salvos como modelos de impressão em arquivo .STL.

Figura 19 –Terceiro metacarpo modelado separadamente



Fonte: AUTORA (2019)

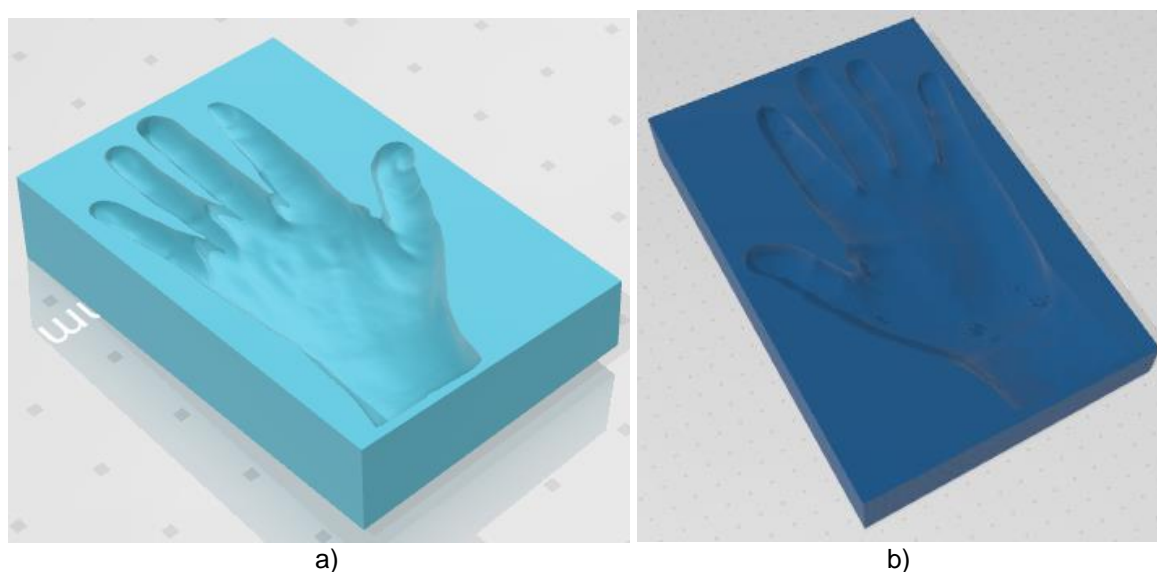
O Programa Simplify 3D foi utilizado para programar a impressão da peça. Nele é possível ajustar a dimensão do objeto (tamanho anatômico real), definir a trama de impressão, a porcentagem de preenchimento, temperatura da mesa, espessura da camada, suportes para a peça, entre outras variáveis (SILVEIRA, 2016).

Para construção dos ossos, foi utilizado um filamento especial que tem como objetivo mimetizar as diferentes atenuações do tecido ósseo no corpo humano, construído em ABS com uma carga de $BaSO_4$ e $CaCO_3$, desenvolvido pelo IFSC, em processo de patente junto ao INPI (SAVI, ANDRADE, SAND, 2019). Este filamento está disponível em 3 diferentes porcentagens de carga, sendo elas 10, 15 e 20%, que, juntamente com a porcentagem de preenchimento, podem oferecer inúmeros tons de HU. No presente trabalho foram utilizados dos filamentos com 10 e 15% de carga e um preenchimento da peça de 80%, com camadas de deposição de 0,2 mm de espessura,

temperatura da extrusora de 230 °C e temperatura da mesa de 110 °C. A velocidade de impressão foi de 2.000 mm/min. Além disso, foram adicionados suportes para as peças, que servem como base para deposição do filamento derretido e ainda auxilia na estabilização das mesmas durante a impressão. Esses suportes são retirados posteriormente com ajuda de um estilete e as rebarbas decorrentes da impressão com auxílio de uma lixa.

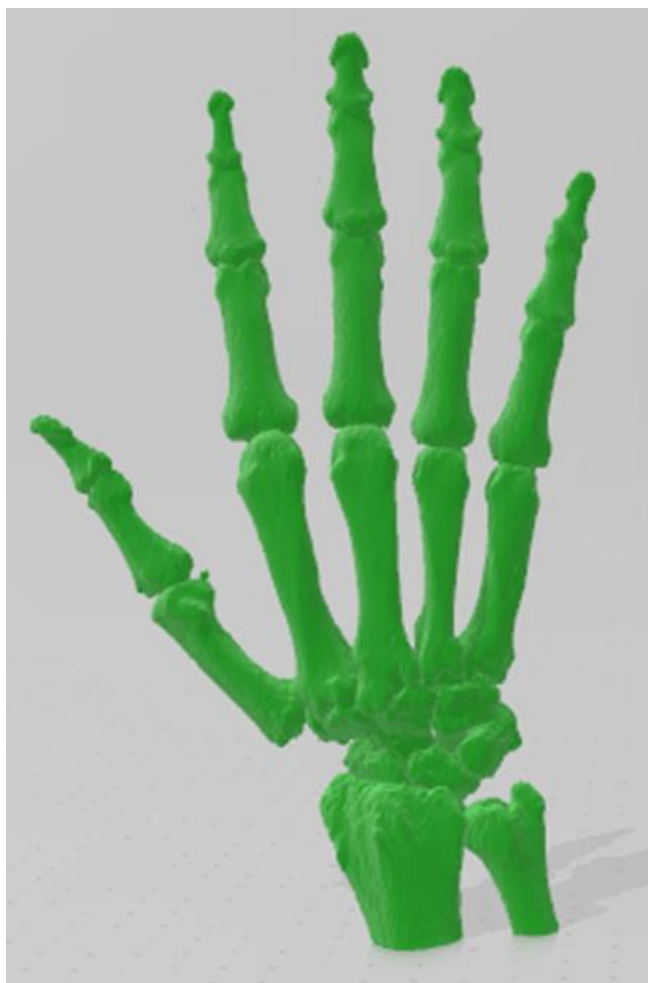
Para que fosse possível desenvolver um phantom de formato adequado ao da mão, compatível com o tamanho dos ossos, o programa 3DSlicer também foi utilizado, porém, dessa vez utilizando-se o HU da pele como contorno anatômico da mão. Após a obtenção do que seria a superfície externa da mão, utilizou-se o programa MeshMixer para suavizar a textura e construir um molde em duas metades, Lado A e B (Figura 20). Foi impresso também ossos em ABS puro (Figura 21), como molde para ocupar os espaços que posteriormente foram substituídos pelos ossos.

Figura 20 – Molde a) Lado A - posterior e b) Lado B - anterior do protótipo



Fonte: AUTORA (2019)

Figura 21 – Projeto dos Ossos para inserção no molde da mão



Fonte: AUTORA (2019)

Por se tratar de partes auxiliares na confecção do phantom, o modelo ósseo supracitado e o molde do phantom foram confeccionados em ABS puro, por ser mais barato e fácil de trabalhar. Utilizou-se a configuração padrão da impressora Creator Pro 3D Printer para ABS com baixa resolução e com preenchimento de 30%.

Seguindo a metodologia de Alqahtani et al. (2018), tecido mole foi construído a partir de uma mistura líquida para borracha de poliuretano (Poly 74-2) do fabricante Moldflex. A mistura é composta por duas partes, A e B, misturados na proporção de 2:1 respectivamente, que curam à temperatura ambiente formando uma borracha flexível e resistente (Figura 22). A fim de mimetizar melhor os tecidos presentes na mão, decidiu-se desenvolver 2 tipos de tecidos moles diferentes, músculo e gordura.

Figura 22 – Mistura líquida para borracha de poliuretano



Fonte: MOLDFLEX (2019)

Para construção do tecido muscular optou-se por utilizar a metodologia de ALQAHTANI et al. (2018), cuja combinação de Carbonato de Cálcio (CaCO_3) (Figura 23) com a borracha de poliuretano permite conseguir a densidade ideal e atenuação compatível com esse tecido. Além disso, diferente do tradicional PMMA, a borracha de poliuretano possibilita a construção de anatomias mais flexíveis e mais próximas da aparência anatômica. Essa metodologia consiste em misturar uma porcentagem de CaCO_3 em gramas à Parte B e posteriormente adicionar a Parte A, na proporção 2B:1A.

Figura 23 – Carbonato de Cálcio precipitado



Fonte: MINÉRIOS OURO BRANCO (2019)

Seguindo a mesma metodologia (ALQAHTANI et al. 2017), para o tecido gorduroso foi misturada uma porcentagem de microesferas fenólicas à borracha de poliuretano que, por serem pequenas, menos densas, quimicamente inertes e

mecanicamente resistentes, são utilizadas principalmente como agentes de controle de peso e densidade (Figura 24) (BARRACUDA ADVANCED COMPOSITES, 2018).

Figura 24 – Microesferas Fenólicas



Fonte: Adaptado de KEVRA ADVANCED COMPOSITES TECHNOLOGY (2019)

O programa 3DSlicer também foi utilizado na construção de um molde do tecido mole da mão. Primeiramente utilizou-se a superfície da pele como contorno anatômico. A finalização da superfície externa da mão foi feita no programa MeshMixer (Autodesk, Inc.), que também foi utilizado para construir a fôrma em duas metades, Lado A e Lado B. As mesmas foram impressas em ABS puro, assim como um molde para ocupar os espaços que posteriormente seriam ocupados pelos os ossos definitivos, sendo possível posicioná-los posteriormente em seus respectivos lugares.

3.3 Coleta dos dados

Para validação da borracha como material tecido-equivalente à gordura e ao músculo, foram realizadas imagens de Tomografia Computadorizada. Foi utilizado o equipamento Somatom Scope (Siemens) de 16 canais, com os seguintes parâmetros: Protocolo de mão selecionado, com tensão de 130 kVp, com espessura de corte de 3 mm e modulador de dose ligado.

Os protótipos dos phantoms desenvolvidos foram validados utilizando os mesmos parâmetros utilizados em TC e ainda foram realizadas as imagens radiográficas para validá-los quanto ao aspecto radiológico e posicionamento radiográfico dos mesmos. Foi

utilizado o equipamento Multix Select DR (Siemens), utilizando os seguintes parâmetros: Distância Foco-Receptor (DFR) de 1 metro, perpendicular ao Receptor de Imagem (RI), valores de tensão entre 45 à 60 kV e valores de corrente de 2,8 à 7 mAs.

3.3 Análise dos dados

Para análise das imagens adquiridas na TC, utilizou-se o programa Weasis Medical Viewer (v.2.0.5) colocados ROIs tanto na tomografia de mão, quanto na tomografia das amostras dos materiais dos protótipos. Os valores de HU das estruturas foram coletados e comparados aos valores descritos na literatura. Além disso, utilizou-se também a análise do histograma das imagens dos Scouts da mão e dos protótipos.

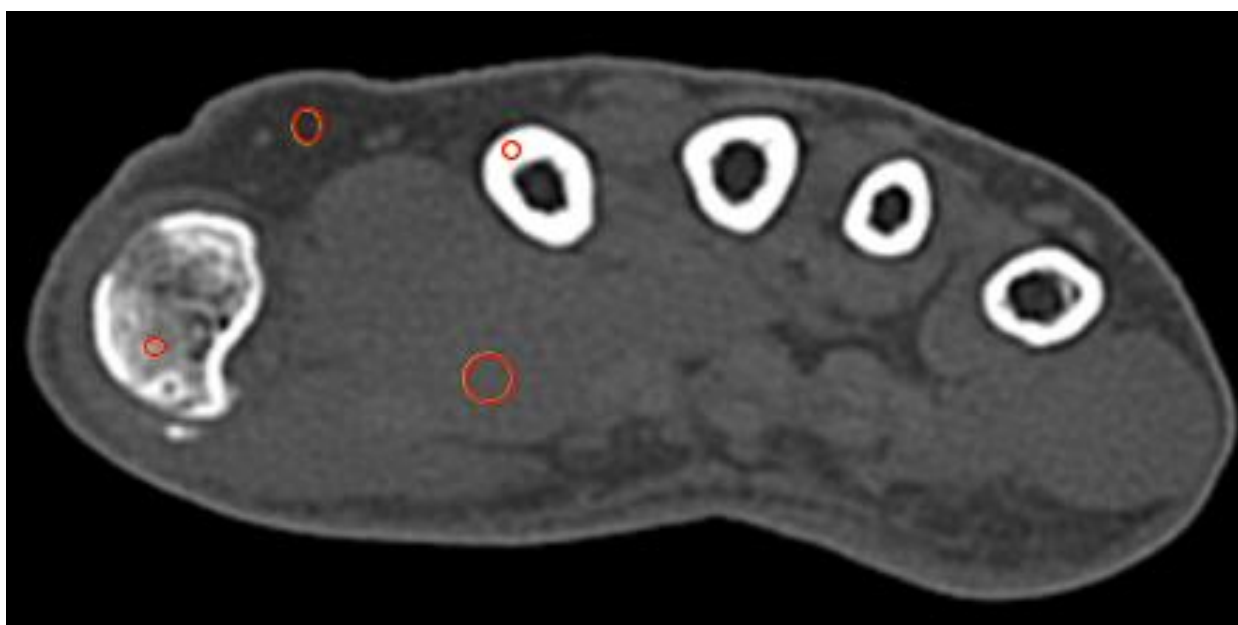
Para organizar os dados e confeccionar os gráficos e tabelas, o programa Microsoft Excel® foi utilizado.

4 RESULTADOS

4.1 Teste com os materiais

A partir da imagem tomográfica da mão, foram colocados 3 ROI's para cada tipo de tecido (Músculo, Gordura, Osso Cortical e Osso Trabecular) em diferentes cortes da imagem tomográfica, como exemplificado na Figura 25.

Figura 25 – Inserção dos ROI's na imagem tomográfica



Fonte: AUTORA (2019)

Na tabela abaixo estão dispostos os valores de HU dos ROI's dos tecidos. Para o tecido muscular os valores coletados diretamente da imagem tomográfica, variaram de 61,6 à 62,9 HU. Já o tecido gorduroso, no caso deste paciente variou de -116,5 a -109,5 HU. O tecido ósseo é o que mais varia a sua atenuação, pois além da absorção de cálcio, tem-se dois tecidos distintos. Os valores de HU do osso cortical variaram de 1.483,67 à 2.201,9, já o osso trabecular variou de 458,5 à 661,8.

Tabela 1 – Valores de HU dos ROI's dos tecidos muscular, gorduroso e ósseo

Tecido		Média	Min	Max	Desvio padrão
Músculo	ROI 1	61,6	12,0	106,0	19,0
	ROI 2	62,9	34,0	120,0	18,2
	ROI 3	61,7	28,0	113,0	23,3
	Média dos ROIS	62,1	24,7	113,0	20,2
Gordura	ROI 1	-110,2	-143,0	-43,0	25,0
	ROI 2	-116,5	-159,0	-73,0	22,5
	ROI 3	-109,5	-151,0	-53,0	24,7
	Média dos ROIS	-112,1	-151,0	-56,3	24,1
Osso Cortical	ROI 1	1.483,7	1.363,0	1.690,0	85,8
	ROI 2	1.732,0	1.660,0	1.889,0	71,8
	ROI 3	2.201,9	2.072,0	2.273,0	66,6
	Média dos ROIS	1.805,9	1.698,3	1.950,7	74,7
Osso Trabecular	ROI 1	616,3	591,0	651,0	24,8
	ROI 2	661,8	592,0	738,0	44,7
	ROI 3	458,5	426,0	508,0	25,1
	Média dos ROIS	578,9	536,3	632,3	31,5

Fonte: AUTORA (2019)

Mesmo os valores presentes na literatura apresentam divergências, contudo é possível afirmar que todos estão corretos de certa forma, pois os tecidos do corpo humano são estruturas complexas e heterogêneas. Na Tabela 2 pode-se observar as variações em 4 estudos diferentes. O primeiro deles são valores coletados no presente estudo, seguidos de Hofer (2007), Chougule; Mulay; Ahuja, (2018) e Schaly et al. (2009). É possível observar que os valores coletados neste estudo entram em concordância com os demais.

Tabela 2 – Valores de HU dos tecidos muscular, gorduroso e ósseo em 4 estudos diferentes

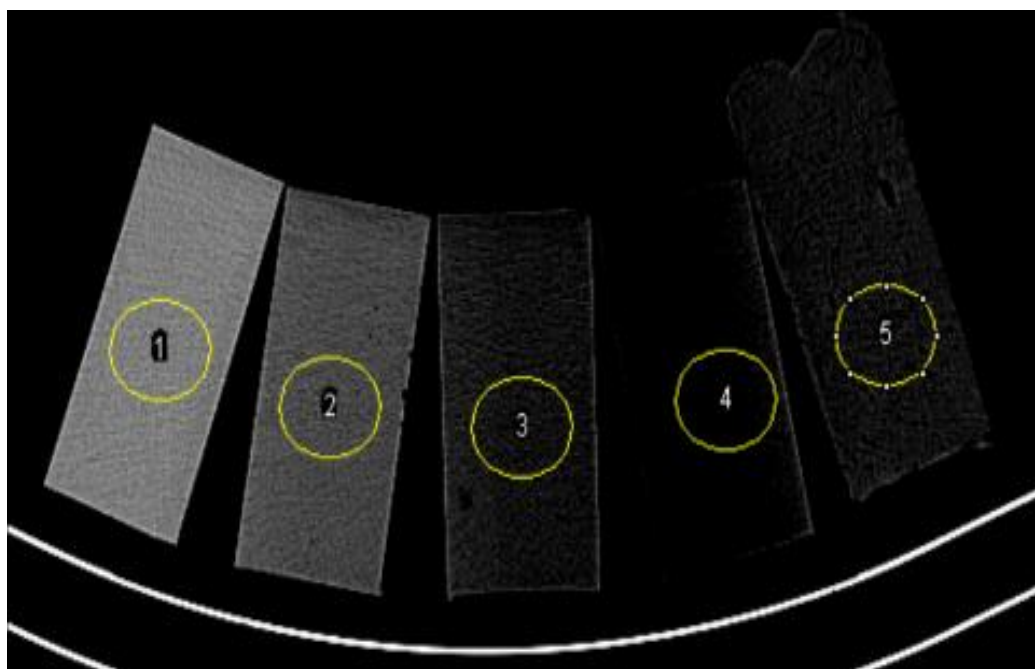
Tecidos	Neste estudo	Hofer, 2007	Chougule; Mulay; Ahuja, 2018	Schaly et al. 2009
Músculo	61,6 à 62,9 HU	40 à 50 HU	-5 à 135	41 à 73
Gordura	-116,5 à -109,5 HU	-100 à -80 HU	-205 à -51	-117 à -87
Osso	458,5 à 2.201,9 HU	130 à >1000 HU	148 à 3071	817 à 1.029

Fonte: AUTORA (2019)

Para comparação com os tecidos do phantom, também foram realizadas medidas de ROI para os materiais desenvolvidos, sendo eles: borracha pura, borracha com microesferas fenólicas, borracha com carbonato de cálcio. Além disso, os dois ossos impressos em impressora 3D, um com o Filamento A e B, ambos com 80% de preenchimento da malha também tiveram seus valores de HU medidos.

A Figura abaixo exemplifica a disposição dos ROI's nas amostras de materiais, começando pela borracha isenta de aditivos (0%), seguida por 2%, 4%, 6% de adição de microesferas fenólicas e por último banha (ALZYOUD, et. Al, 2018).

Figura 26 – Posicionamento dos ROI's nas amostras de borracha: 1- pura, 2 - 2% de microesferas; 3- 4% de microesferas; 5- Banha de porco.



Fonte: AUTORA (2019)

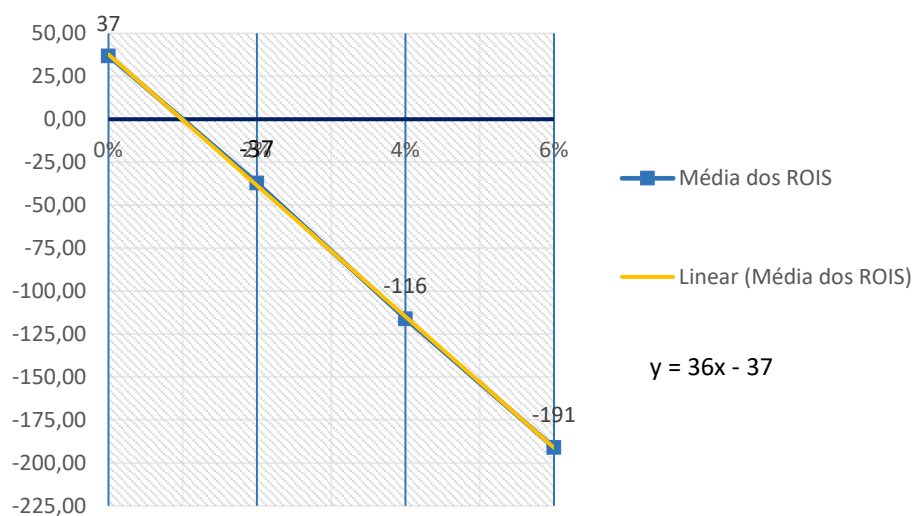
Na Tabela 3 pode-se observar os valores de HU coletados para cada amostra e suas respectivas porcentagens. Ao colocar estes valores num gráfico foi possível definir a equação da reta, que permite que seja possível escolher o número de HU desejado e saber qual a porcentagem ideal para a mistura (Gráfico 1).

Tabela 3 – Valores de HU dos ROI's das amostras com microesferas fenólicas e banha

		Média	Min	Máx	Desvio padrão
0%	ROI 1	38,83	-32,00	110,00	25,26
	ROI 2	37,61	-48,00	130,00	28,71
	ROI 3	34,82	-32,00	123,00	28,27
	Média dos ROIS	37,09	-37,33	121,00	27,41
2%	ROI 1	-34,14	-107,00	31,00	26,18
	ROI 2	-38,03	-109,00	50,00	29,72
	ROI 3	-40,10	-124,00	63,00	30,57
	Média dos ROIS	-37,42	-113,33	48,00	28,82
4%	ROI 1	-115,02	-185,00	-14,00	31,45
	ROI 2	-116,09	-196,00	-36,00	29,34
	ROI 3	-118,64	-271,00	-58,00	30,84
	Média dos ROIS	-116,58	-217,33	-36,00	30,54
6%	ROI 1	-193,06	-268,00	-110,00	29,82
	ROI 2	-190,59	-280,00	-107,00	32,27
	ROI 3	-190,42	-281,00	-117,00	28,26
	Média dos ROIS	-191,36	-276,33	-111,33	30,12
banha	ROI 1	-116,52	-226,00	-44,00	28,34
	ROI 2	-116,24	-189,00	-30,00	30,30
	ROI 3	-116,84	-178,00	-48,00	26,28
	Média dos ROIS	-116,53	-197,67	-40,67	28,31

Fonte: AUTORA (2019)

Gráfico 1 – Média dos valores de HU e a equação da reta para amostra com microesferas fenólicas



Fonte: AUTORA (2019)

Da mesma forma que as amostras com microesferas, foram realizados testes com as amostras com CaCO_3 , porém com diferentes porcentagens (0%, 3% e 8%) e coletados os respectivos valores de HU apresentados na Tabela 4.

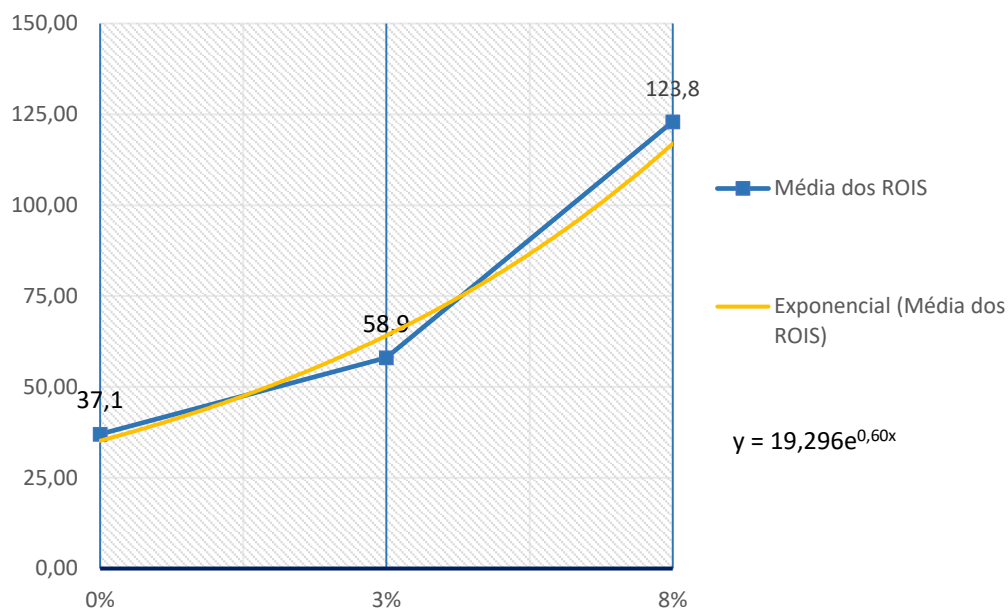
Tabela 4 – Valores de HU dos ROI's das amostras com Carbonato de Cálcio

		Média	Min	Máx	Desvio padrão
0%	ROI 1	38,83	-32,00	110,00	25,26
	ROI 2	37,61	-48,00	130,00	28,71
	ROI 3	34,82	-32,00	123,00	28,27
	Média dos ROIS	37,09	-37,33	121,00	27,41
3%	ROI 1	52,71	-11,00	94,00	29,92
	ROI 2	64,24	44,00	85,00	7,63
	ROI 3	59,64	36,00	99,00	12,23
	Média dos ROIS	58,86	23,00	92,67	16,59
8%	ROI 1	119,78	79,00	176,00	17,97
	ROI 2	122,13	78,00	162,00	17,37
	ROI 3	129,45	102,00	165,00	12,92
	Média dos ROIS	123,79	86,33	167,67	16,09

Fonte: AUTORA (2019)

Com a média dos valores presentes no quadro acima, foi possível montar um gráfico, que assim como no anterior, definiu a equação que melhor se encaixa na representação gráfica dos valores, neste caso, uma equação exponencial (Gráfico 2).

Gráfico 2 – Média dos valores de HU e a linha de tendência para amostra com CaCO₃



Fonte: AUTORA (2019)

Na Tabela 5 estão dispostos os valores coletados de HU para os filamentos A e B, respectivamente. Os valores de ambos os filamentos apresentam valores dentro do previsto pela literatura. Ainda, deve-se levar em consideração que a atenuação destes pode variar conforme o preenchimento selecionado no momento da impressão, o que permite simular os ossos naturais que variam entre trabeculado e cortical óssea.

Tabela 5 – Valores de HU dos ROI's dos ossos impressos com filamentos A e B

		Filamento A				Filamento B			
		Média	Min	Máx	Desvio padrão	Média	Min	Máx	Desvio padrão
Cortical	ROI 1	1.551,5	1.523,0	1.580,0	18,4	2.157,5	1.758,0	2.311,0	175,8
	ROI 2	1.461,6	1.406,0	1.502,0	37,8	2.380,8	2.234,0	2.461,0	85,8
	ROI 3	1.450,3	1.399,0	37,8	28,3	2.155,8	1.939,0	2.302,0	160,1
	Média dos ROIS	1.487,8	1.442,7	1.039,9	28,1	2.231,3	1.977,0	2.358,0	140,6
Trabecular	ROI 1	506,8	189,0	739,0	230,0	766,7	353,0	1,2	325,4
	ROI 2	301,5	197,0	374,0	75,3	508,5	284,0	796,0	223,7
	ROI 3	691,8	524,0	887,0	149,0	835,5	495,0	1.190,0	347,0
	Média dos ROIS	500,0	303,3	666,7	151,4	703,6	377,3	662,4	298,7

Fonte: AUTORA (2019)

Na Tabela 6 estão apresentados valores de HU coletados de phantoms ou materiais que buscam simular a atenuação dos tecidos muscular, gorduroso e ósseo. Para esta comparação utilizou-se a mistura de poliuretano com 3% de CaCO_3 , assim como para gordura utilizou-se a mistura com 4% de microesferas fenólicas, e filamento com 10% de BaSO_4 . Observa-se que para a simulação dos tecidos muscular e gorduroso, os valores deste presente estudo aproximam-se de forma considerável aos encontrados pelos outros autores. Os valores de HU coletados do Filamento apresentam-se mais atenuante do que os valores encontrados para mimetizar o tecido ósseo nos demais estudos. Todavia, se comparado com valores da Tabela 2, que foram coletados de pacientes reais, os valores deste estudo apresentam-se dentro do esperado.

Tabela 6 – Valores de HU dos simuladores de tecidos muscular, gorduroso e ósseo em 3 estudos diferentes

Tecidos simulados	Neste estudo	Akpochafor, et al. 2017	Schaly et al. 2009	
			Phantom (CIRS)	Phantom do estudo
Músculo	58,86 (3%) HU	35 à 65 HU	49 HU	39 à 67 HU
Gordura	-116,58 (4%) HU	-114 à -94 HU	-75 HU	-83 à -55 HU
Osso	301,5 à 1.551,5 (A) HU	750 à 810 HU	867 HU	790 à 836 HU

Fonte: AUTORA (2019)

4.4 Construção dos ossos

Já para impressão dos ossos, por tratar-se de um filamento especial de ABS com uma carga à base de BaSO₄, os parâmetros de impressão tiveram que ser modificados para melhor se adaptar ao mesmo. Foram utilizados 2 filamentos diferentes, **A** (contendo 10% de carga) e **B** (contendo 15% de carga), ambos com os mesmos parâmetros de impressão. O preenchimento de malha utilizado foi de 80%, com camadas de deposição de 0,2 mm de espessura, temperatura da extrusora de 230 °C e temperatura da mesa de 110 °C. A velocidade de impressão foi de 2.000 mm/min. Além disso, foram adicionados suportes para as peças, que servem como base para deposição do filamento derretido e ainda auxilia na estabilização das mesmas durante a impressão (Figura 27). Esses suportes são retirados posteriormente com ajuda de um estilete e a rebarbas decorrentes da impressão com auxílio de uma lixa (Figura 28).

Figura 27 – Impressão de um metacarpo



Fonte: AUTORA (2019)

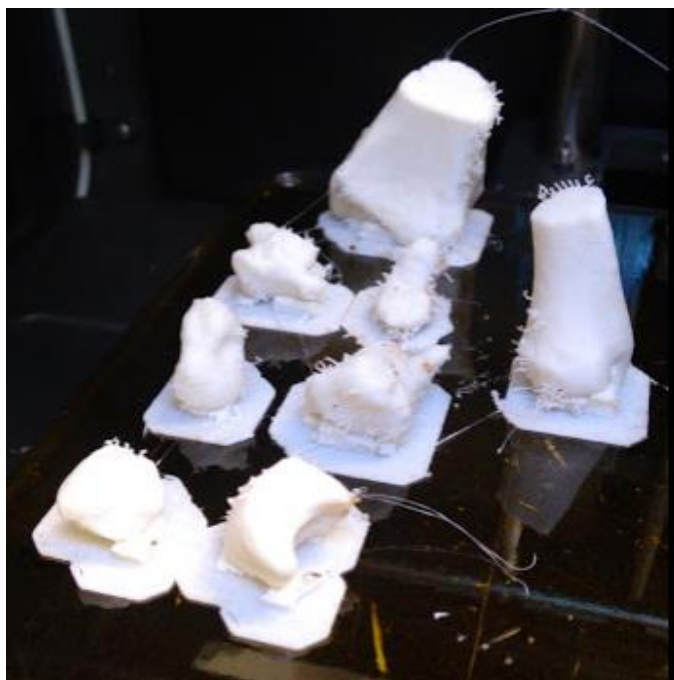
Figura 28 – Osso do metacarpo finalizado



Fonte: AUTORA (2019)

O tempo de impressão varia com o tamanho e formato da peça. Quanto maior e mais detalhes, mais demorada a impressão. Foram 24 horas e 48 minutos para a impressão dos 30 ossos (14 falanges, 5 metacarpos, 8 carpos, osso sesamóide, parte do rádio e ulna distal), somando quase 50 horas para a impressão dos ossos dos dois protótipos (Figura 29).

Figura 29 – Ossos do carpo, rádio e ulna distal recém impressos

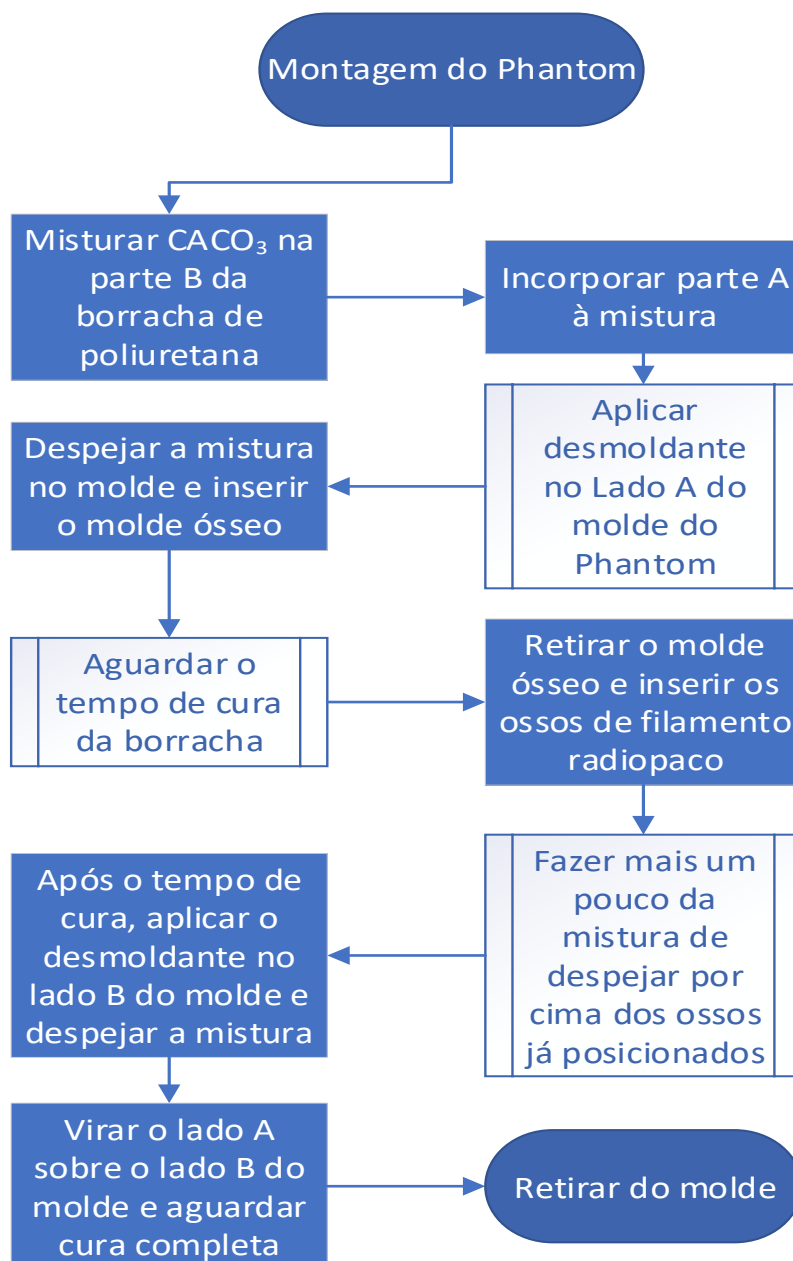


Fonte: AUTORA (2019)

4.5 Montagem dos protótipos

O fluxograma abaixo descreve as etapas percorridas para montagem do Phantom.

Figura 30 – Fluxograma da montagem do Phantom



Fonte: AUTORA (2019)

A montagem final dos protótipos ocorreu em 3 etapas. Primeiramente, a mistura da borracha de poliuretano foi preparada, juntando a parte B com o carbonato de cálcio e por último a parte A. Foi utilizado um desmoldante (vaselina sólida) no Lado A do molde para facilitar o desmolde. Assim, a mistura foi despejada neste e em seguida o molde para posicionamento dos ossos foi colocado no local correto (Figura 31). A textura do produto é viscosa, portanto foi necessário assentar o material no molde afim de retirar as bolhas de ar presentes na mistura. Sugere-se utilizar uma mesa vibratória ou câmara de vácuo se disponível.

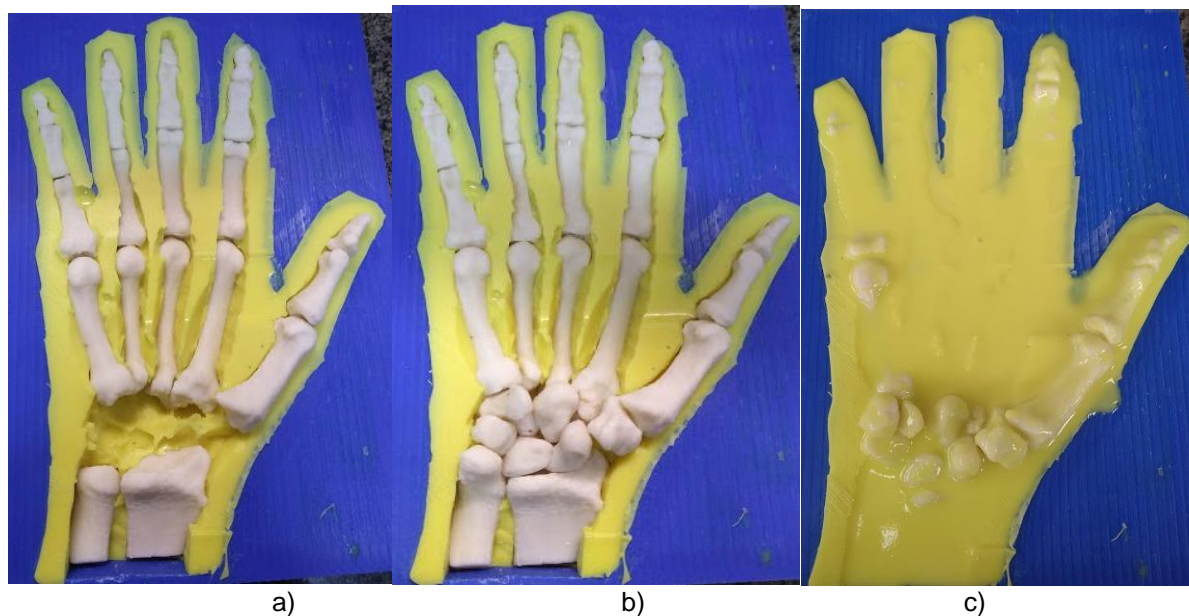
Figura 31 – Lado A com mistura de poliuretano e molde ósseo posicionado



Fonte: AUTORA (2019)

A borracha de poliuretano leva aproximadamente 7 dias para obter a cura completa. Com 48 horas já é possível ocorrer a manipulação da peça com muito cuidado. Após o tempo de cura, o molde de posicionamento dos ossos foi retirado e os ossos definitivos foram posicionados cada um no seu local exato (Figura 32 A e B) e uma nova camada de borracha foi colocada para fixação dos mesmos (Figura 32 C).

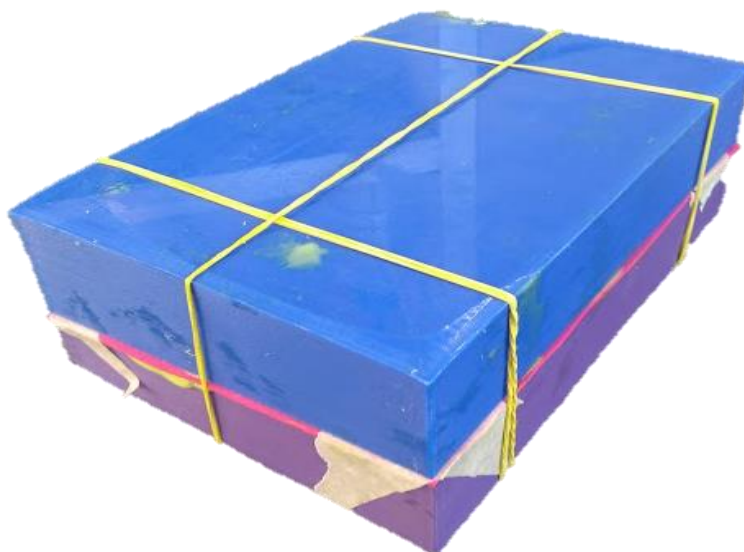
Figura 32 – Processo de inserção e fixação dos ossos no lado A do molde do phantom



Fonte: AUTORA (2019)

Depois de curada o lado A, o Lado B do molde foi preenchido com a mistura de borracha com CaCO_3 e o Lado A foi encaixado na parte superior para fechar o protótipo do phantom de mão (Figura 33). Concluindo o tempo de cura completa de 7 dias, o protótipo 1 foi desmoldado (Figura 34).

Figura 33 – Lado A e B encaixados para fechamento do protótipo



Fonte: AUTORA (2019)

Figura 34 – Protótipo do Phantom: a) Dorso da mão; b) Palma da mão



a)

b)

Fonte: AUTORA (2019)

O protótipo 2 seguiu os mesmos passos, porém foram introduzidas hastes de metal nas falanges, assim como foram feitos furos para encaixe dessas hastes, para que fosse possível manter o posicionamento do phantom (Figura 35).

Figura 35 – Ossos com Haste metálica a) antes de encaixar b) após encaixe



a) b)
Fonte: AUTORA (2019)

A princípio, o objetivo era fazer uma camada fina, na parte externa do phantom, utilizando a borracha de poliuretano com microesferas fenólicas, o que representaria a pele. Porém, essa camada por ser muito fina, tornou-se frágil e susceptível à rasgos (Figura 36). Portanto optou-se por utilizar somente o material que mimetiza o tecido muscular.

Figura 36 – Utilização da mistura com microesferas fenólicas como pele

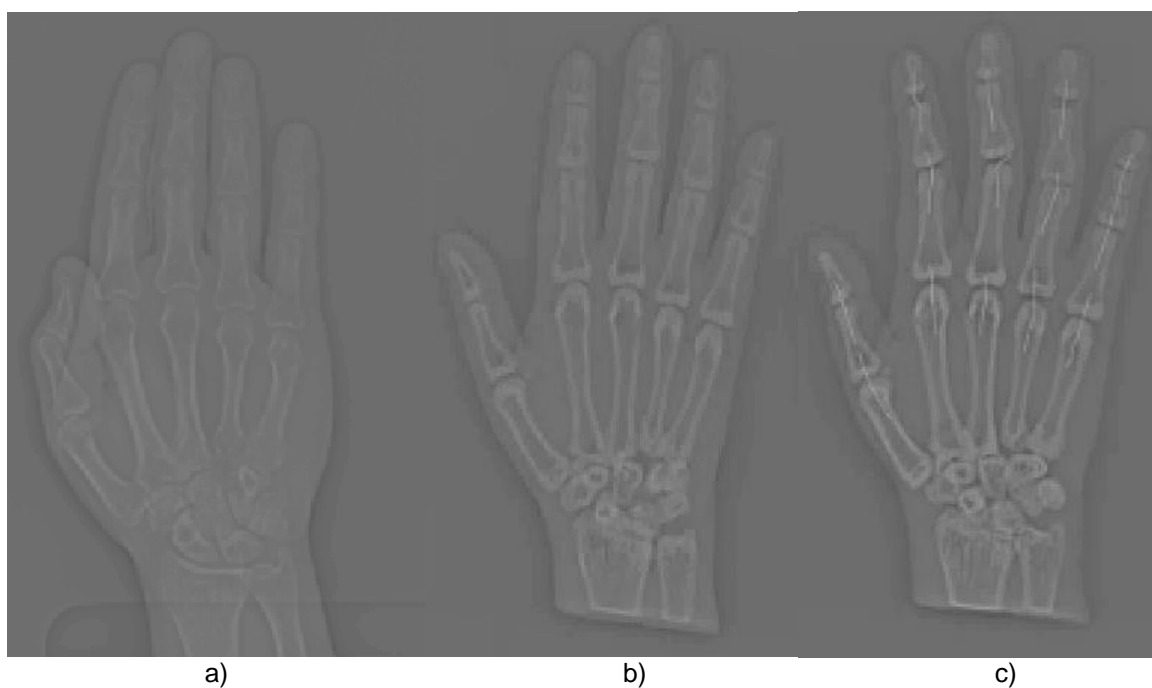


Fonte: AUTORA (2019)

4.6 Tomografia dos Protótipos

Para testar a similaridade dos protótipos prontos com uma imagem de mão real, optou-se por fazer a análise do histograma do *scout* realizado na TC. O *scout* é uma imagem em 2D utilizada para fazer o planejamento do exame (Figura 37). Utilizou-se o *Scout* de uma tomografia de mão e comparou-se com o *scout* dos protótipos. O gráfico 3 apresenta os valores de cinza conforme fornecido pelo *scout* e não tem equivalência aos valores de HU.

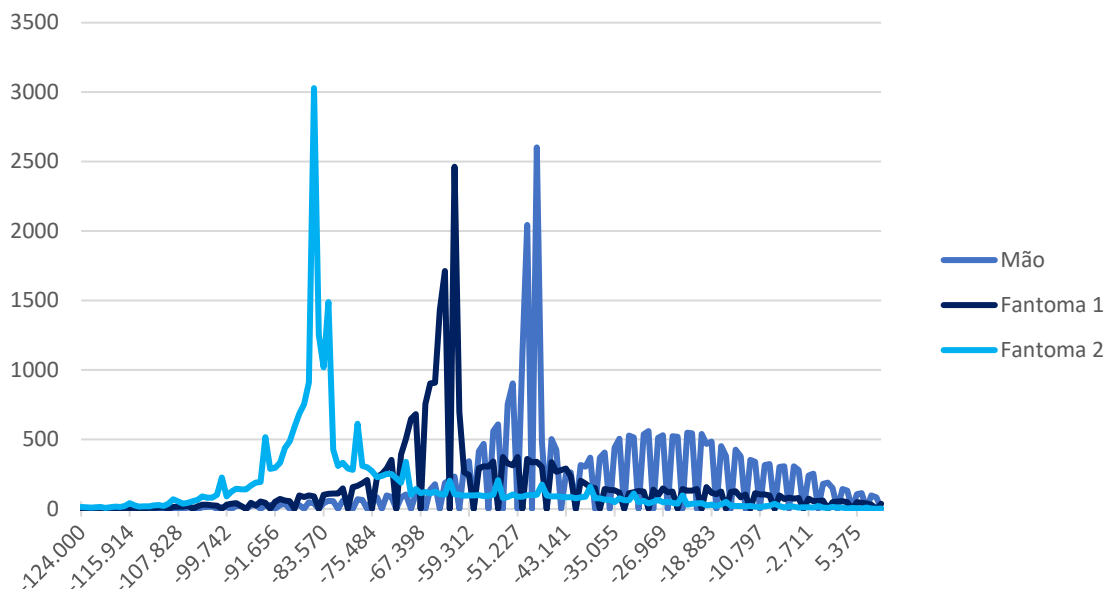
Figura 37 – Scout a) Mão; b) Phantom 1; c) Phantom 2. Imagens igualmente ajustadas em brilho e contraste para melhor visualização.



Fonte: EMBODI3D (2017); AUTORA (2019)

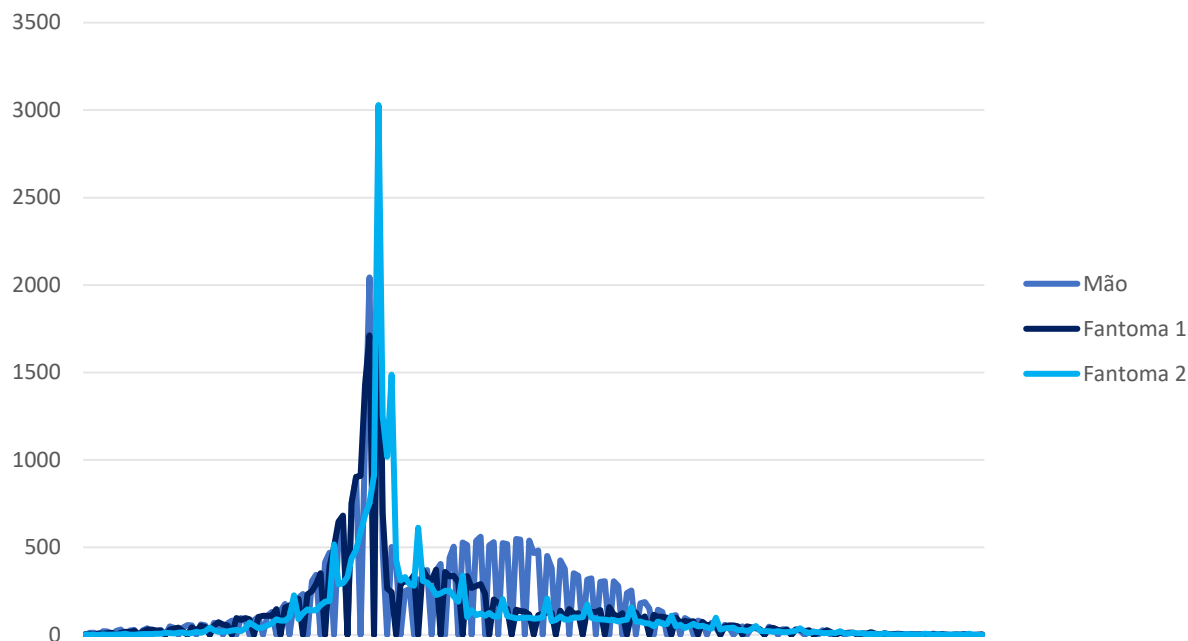
É possível observar a similaridade no formato dos gráficos, principalmente entre a mão e o Phantom 1, porém este encontra-se deslocado para a esquerda. Isto é, apesar do histograma se comportar de forma semelhante no seu formato a atenuação se difere um pouco, podendo ser resolvido com o aumento dos parâmetros elétricos. Por outro lado, o gráfico do Phantom 2 se difere um pouco dos outros, apresentando um pico mais alto e um contraste maior entre os tons de cinza (Gráfico 3).

Gráfico 3 – Histograma dos Scouts da Mão, Phantom 1 e 2



No gráfico abaixo pode-se observar a sobreposição dos 3 histogramas a partir do pico mais alto (moda) dos mesmos. Nesse sentido, fica mais claro as semelhanças e diferenças nos formatos dos histogramas. No histograma da mão é possível perceber uma escala de cinza mais longa, contemplando uma quantidade maior de tons de cinza, levando em consideração que os tecidos presentes na mão, como tendões, músculos, ligamentos e gordura, atenuam de forma diferente, portanto contribuem para uma escala de cinza mais longa.

Gráfico 4 – Sobreposição dos histogramas para melhor comparação.



Fonte: AUTORA (2019)

O Phantom 1 apresenta uma escala de cinza um pouco mais curta, porém, com um formato muito semelhante ao da mão. Por se tratar de um tecido mole homogêneo, tecido muscular neste caso, a variação de tons de cinza é menor. Por outro lado, o Phantom 2 apresenta um pico mais alto que os outros 2 anteriores e um contraste mais alto entre os tons de cinza. A distribuição dos pixels nos tons de cinza apresenta pequenos picos ao decorrer do gráfico, essa alteração pode ter relação com a utilização das hastes metálicas e o filamento de maior densidade para construção dos ossos, porém necessita de um estudo mais específico.

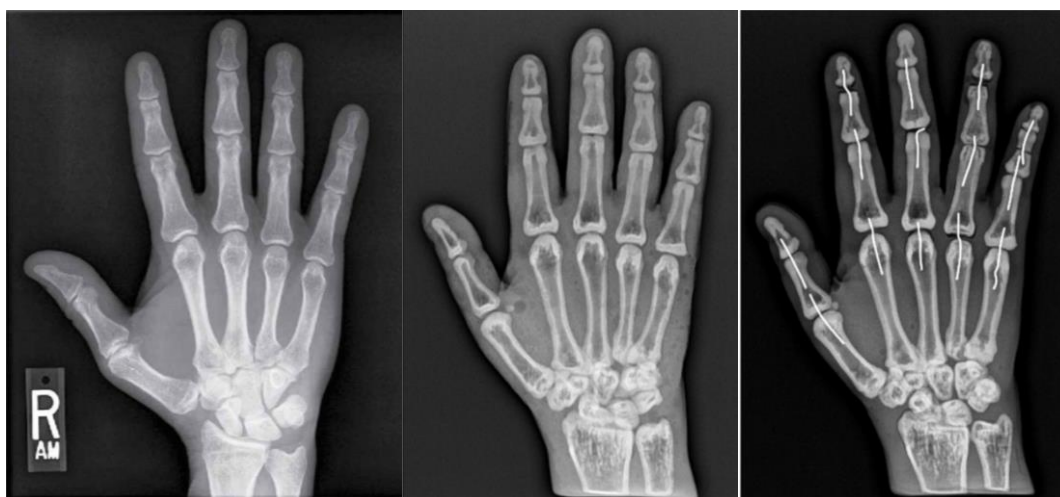
4.7 Radiografia dos protótipos

Com o objetivo de validar visualmente a forma e o aspecto dos phantoms, foram realizadas radiografias dos mesmos e comparados com radiografias de mão. Na figura 38 é possível observar a radiografia PA da mão, seguida pela radiografia dos protótipos na mesma posição.

Pode-se observar que o posicionamento e forma dos ossos está fidedigno ao formato real dos ossos. Se tratando de um posicionamento em PA de mão, é possível

observar o correto posicionamento das falanges e metacarpos em PA do 2° ao 5° dedo, evidenciada pela simetria nas concavidades das diáfises e espaço articular aberto (Figura 38). Ainda, o primeiro dedo obliquado, demonstrado pela assimetria das concavidades das diáfises (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2015). A cortical óssea ficou bem apresentada, porém o trabeculado e região medular ficaram muito evidentes, provavelmente está relacionado à modelagem oca dos ossos longos e metodologia da impressão, ponto que pode ser melhor trabalhado em pesquisas futuras.

Figura 38 – Radiografia PA da mão, Phantom 1 e 2 respectivamente.



Fonte: BONTRAGER; LAMPIGNANO (2015); AUTORA (2019)

Na figura abaixo pode-se observar nas duas primeiras imagens formas distintas de realizar o posicionamento de mão oblíqua. Na primeira, os dedos devem estar paralelos ao RI, apresentado pelo espaço articular aberto. Na segunda, os dedos são apoiados no RI, ocorrendo o estreitamento ou fechamento de algumas articulações. Apesar dessa diferença, ambos os posicionamentos são aceitos na literatura como oblíqua de mão. O ponto principal nesse posicionamento é a sobreposição do 3° ao 5° metacarpo e a assimetria nas concavidades das falanges e metacarpos do 2° ao 5° dedo, evidenciando o correto posicionamento da parte (LONG; ROLLINS; SMITH, 2016). Pode-se dizer que ambos os phantoms atendem aos parâmetros apresentados pela literatura.

Figura 39 – Radiografia PA oblíqua da mão de dois posicionamentos diferentes e Phantom 1 e 2 respectivamente.



Fonte: LONG; ROLLINS; SMITH (2016); AUTORA (2019)

Na Figura 40 o perfil de mão em extensão é evidenciado pela sobreposição dos ossos do 2º ao 5º dedo, rádio e ulna, e primeiro dedo levemente oblíquado. O Phantom 1 posicionado em perfil cumpre o requisito de sobreposição dos dedos e do rádio e ulna, porém não é possível realizar a abdução do polegar, que ficou sobrepondo os demais ossos. Já o Phantom 2 possibilita realizar esse movimento, assim o primeiro dedo não sobrepõe os outros dedos.

Figura 40 – Radiografia Perfil em extensão da mão e Phantom 1 e 2 respectivamente.



Fonte: BONTRAGER; LAMPIGNANO (2015); AUTORA (2019)

A radiografia de perfil em leque a mão deve estar em perfil, com os dedos separados, com o mínimo de sobreposição possível. O primeiro e o segundo dedo devem estar em posição de pinça (LONG; ROLLINS; SMITH, 2016). Esse último quesito de posição não foi possível realizar com o protótipo, já que o primeiro dedo deve fazer um movimento de adução medial em direção à palma da mão. Tal movimento necessita de um ponto de fixação mais resistente na região carpal, já que a borracha, apesar de ser macia, nessa região apresenta uma espessura maior devido a musculatura presente. O Phantom 1 não foi representado no item acima devido à sua incapacidade de realizar o posicionamento proposto (Figura 41).

Figura 41 – Radiografia Perfil em leque da mão e Phantom 2 respectivamente.



Fonte: BONTRAGER; LAMPIGNANO (2015); AUTORA (2019)

4.8 Custo Benefício

Atualmente os phantoms de mão disponíveis no mercado são todos rígidos, normalmente feitos de ossos reais e PMMA, podendo variar de 3 a 4 mil dólares, algo entre 12 e 16 mil reais para taxa de conversão de R\$ 4,00 (ERLER ZIMMER, 2019). Este tipo de phantom, apesar de também cumprir seu propósito, permite a realização de apenas a incidência em uma posição e juntamente com o valor do investimento para realizar pelo menos 3 incidências (3 phantoms diferentes), já passaria dos 35 mil reais, valor esse que muitas vezes não está disponível na maioria das instituições brasileiras.

Para construção de um phantom como o desenvolvido neste trabalho foram utilizados 600 g de filamento ABS para impressão 3D dos moldes A, B e dos ossos, um custo de aproximadamente R\$ 42,00. Deve-se levar em consideração que esse molde pode ser usado várias vezes, assim esse custo fixo pode ser diluído. Foram utilizados aproximadamente 70 g de filamento especial com carga à base de BaSO₄ com custo estimado de R\$ 19,35 para construção dos 30 ossos. De borracha de poliuretano utilizou-se 405 g, onde um kit com 2,7 kg custa aproximadamente R\$ 350 com o frete de SP, resultando em R\$ 52,49 a quantidade utilizada no phantom. Utilizou-se também aproximadamente 12 g de carbonato de cálcio. O gasto total para a confecção do phantom desenvolvido foi de R\$ 113,37 (Tabela 7). Para confecção de 3, com o aproveitamento dos moldes, o valor gasto para cada um será de R\$ 85,37 e assim por diante.

Para um cálculo mais detalhado, deve-se ainda levar em consideração o gasto com energia elétrica e mão de obra para a confecção dos phantoms.

Tabela 7 – Descrição dos materiais, valores e quantidades utilizadas para construção do phantom

Material Utilizado	Preço/Kg	Quantidade utilizada	Valor gasto com o phantom
ABS Puro	R\$ 70,00	600 g	R\$ 42,00
Filamento c/ BaSO₄	R\$ 276,45	70 g	R\$ 19,35
Borracha de poliuretano	R\$ 129,62	405 g	R\$ 52,49
Carbonato de Cálcio	R\$ 15,00	12 g	R\$ 0,18
TOTAL	R\$ 491,07	1,09 Kg	R\$ 113,37

Fonte: AUTORA (2019)

O phantom desenvolvido neste trabalho, além do custo muito menor do que os phantoms disponíveis no mercado nas 3 posições, representa adequadamente a anatomia humana da mão, sendo antropomórfico e tecido equivalente. Por ser construído sem a utilização de partes humanas reais, facilita a construção de phantoms dos mais diversos tamanhos e formas, incluindo a inserção de patologias. Assim por um custo acessível, os alunos podem aprender o posicionamento radiográfico, ajustar parâmetros elétricos e avaliar a qualidade da imagem em um só phantom.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Com desenvolvimento do phantom a partir de uma tomografia de mão foi possível imitar com perfeição o formato e tamanho da anatomia. Assim como a modelagem dos ossos foi feita com precisão e riqueza de detalhes, encaixando perfeitamente no molde da mão.

Foi possível desenvolver o tecido muscular e gorduroso utilizando borracha de poliuretano com CaCO_3 ou Microesferas Fenólicas, ambos com valores de HU dentro da faixa descrita na literatura. Além disso, foram geradas 2 equações que permitem escolher o valor de HU desejado e assim definir a quantidade exata de CaCO_3 ou Microesferas Fenólicas a ser adicionado à borracha de poliuretano, não havendo a necessidade de se realizar mais experimentos.

Para impressão dos ossos dos protótipos utilizou-se dois filamentos especiais de ABS com diferentes concentrações de BaSO_4 . Esses filamentos mostraram-se capazes de mimetizar com excelência a atenuação óssea. Um detalhe que pode ser melhorado em pesquisas futuras é a configuração em impressão para que seja possível se aproximar ainda mais das características do trabeculado ósseo.

Conclui-se que o protótipo de phantom desenvolvido consegue mimetizar a forma e atenuação da mão humana. O phantom 1 apresentou-se fiel à anatomia óssea e formato da mão, assim como na atenuação do tecido. Já o phantom 2, por ser flexível, cumpre quase totalmente os quesitos de posicionamento das incidências de mão. Sugere-se que algumas melhorias sejam feitas para que o resultado seja ainda mais fiel à realidade. Aconselha-se que sejam estudadas formas alternativas de manter a flexão da parte, para que não apareçam na imagem artefatos metálicos do phantom. Também sugere-se que na mistura da borracha de poliuretano utilize-se um produto químico chamado Aditivo C, presente no folheto do fabricante, que tem o objetivo de deixar a borracha mais flexível. Porém deve-se observar se esta modificação aumentará a susceptibilidade a rasgos.

Neste sentido, é possível utilizar um phantom flexível de mão para o auxílio em aulas de técnicas radiológicas para posicionamento, escolha de parâmetros elétricos e qualidade de imagem, tendo em vista que o mesmo é antropomórfico e tecido equivalente ao ser humano. Ainda, pode-se acrescentar o custo benefício do phantom

flexível, já que é possível realizar mais de uma posição com o mesmo investindo um valor muito abaixo do que o investido na compra de 3 phantoms rígidos.

Para trabalhos futuros sugere-se testar o Aditivo C para deixar a borracha ainda mais flexível, buscar outras maneiras de manter a flexão da parte e buscar uma forma de incorporar o tecido gorduroso na construção do phantom.

REFERENCIAS

3D.ON. Radiopaco XCT. 2019. Disponível em: <<http://3don.net.br/Informacoes.aspx?abschnitt=ABSradiopaco#ABSradiopaco>>. Acesso em: 19 out. 2019.

AKPOCHAFOR, Michael Onoriode; et al. Verification of an irregular field algorithm of a treatment planning system using a locally designed pelvic phantom: A simple design low-cost phantom suitable for quality assurance and control test in radiotherapy **International Journal of Health & Allied Sciences** - Volume 6, Issue 1, January-March 2017 39-44 p.

ALQAHTANI, S. J. M. et. al **Fabrication of fat tissue-equivalent substitute (FTES) and lean tissue-equivalent substitute (LTES) to underpin obese phantom construction.** European Congress of Radiology, Vienna, 28th Feb - 4th Mar 2018, ECR conference proceedings.

ALSSABBAGH, et al. Evaluation of nine 3D printing materials as tissue equivalent materials in terms of mass attenuation coefficient and mass density. **International Journal Of Advanced And Applied Sciences**, [s.l.], v. 4, n. 9, p.168-173, set. 2017. International Journal of Advanced and Applied Sciences. <http://dx.doi.org/10.21833/ijaas.2017.09.024>.

ALSSABBAGH, et al. Evaluation of nine 3D printing materials as tissue equivalent materials in terms of mass attenuation coefficient and mass density. **International Journal Of Advanced And Applied Sciences**, [s.l.], v. 4, n. 9, p.168-173, set. 2017. International Journal of Advanced and Applied Sciences. <http://dx.doi.org/10.21833/ijaas.2017.09.024>.

ALZYOUD, Kholoud et. al **Impact of fat thickness on AP pelvis radiography image quality and effective dose.** European Congress of Radiology, Vienna, 28th Feb - 4th Mar 2018, ECR conference proceedings.2018. doi:10.1594/ecr2018/C-0425.

ANDERSON, Paul A. Clinical Applications of 3D Printing. **Spine**, [s.l.], v. 42, p.30-31, abr. 2017. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). <http://dx.doi.org/10.1097/brs.0000000000002039>.

ARRUDA, Walter Oleschko. WILHELM CONRAD RÖNTGEN: 100 ANOS DA DESCOBERTA DO RAIOS X. **Arq Neuropsiquiatr**, Curitiba, v. 3, n. 54, p.525-531, 1996. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/anp/v54n3/27.pdf>>. Acesso em: 6 nov. 2017.

BARRACUDA ADVANCED COMPOSITES, **Ficha Técnica – Especificação do Produto Microesfera Fenólica** [mensagem pessoal]. Mensagem recebida por <gabrielltgkahl@gmail.com> em 14 mar. 2018.

BASTIANI, Jamile de. **O uso da materialização digital para a valorização das edificações de interesse histórico e cultural da cidade de frederico westphalen, rs,**

brasil. 2016. 177 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Mestre em Arquitetura e Urbanismo., Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2016. Disponível em:

<<https://repositorio.ufsc.br/bitstream/handle/123456789/175308/345547.pdf?sequence=1&isAllowed=y>>. Acesso em: 18 nov. 2017.

BATH M; MANSSON L. G; **Visual grading characteristics (VGC) analysis:** a non-parametric rank-invariant statistical method for image quality evaluation. Br J Radiol. 2007 Mar; 80(951):169-76.

BONNICK, Sydney Lou; LEWIS, Lori Ann. **Bone Densitometry for Technologists.** 3. ed. Springer, 2013. 434 p.

BONTRAGER, Kenneth L.; LAMPIGNANO, John P. **Tratado de posicionamento radiográfico e anatomia associada.** 8. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2015. 825 p.

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Vigilância Sanitária. **Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico.** Portaria nº 453/98, de 1/6/1998. Diário Oficial da União, Brasília; 2 de junho de 1998.

BUSHBERG, Jerrold T. et al. **The Essential Physics of Medical Imaging.** 2. ed. Philadelphia, Pa: Lippicott Williams & Wilkins, 2002.

BUSHONG, S. C. **Radiologic Science for Technologists: Physics, Biology and Protection.** 10. Elsevier, 2013. 654 p.

CARBONE, Laura D. et al. The relationship of sodium intake to calcium and sodium excretion and bone mineral density of the hip in postmenopausal African-American and Caucasian women. **Journal Of Bone And Mineral Metabolism**, [s.l.], v. 21, n. 6, p.415-420, 1 nov. 2003. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s00774-003-0437-3>.

CARROLL, Quinn B; **Radiography In The Digital Age:** Physics, Exposure and Radiation Biology. Springfield: Charles C Thomas, 2011. 882 p.

CHOUGULE, Vikas; MULAY, Arati; AHUJA, B **Clinical Case Study:** Spine Modeling for Minimum Invasive Spine Surgeries (MISS) using Rapid Prototyping. INTERNATIONAL CONFERENCE ON PRECISION, MESO, MICRO AND NANO ENGINEERING, 10., Chennai, India, 2018.

CRESWELL, J. W. **Projeto de pesquisa:** métodos qualitativo, quantitativo e misto. 3. ed. Porto Alegre: Artmed, 2010.

DEWERD, Larry A; KISSICK, Michael. **The Phantoms of Medical and Health Physics:** Devices for Research and Development. Madison: Springer, 2014. 286 p.

DYNIEWICZ, Ana Maria. **Metodologia da pesquisa em saúde para iniciantes.** 2. ed. São Caetano do Sul: Difusão Editora, 2009. 207 p.

EMBODI 3D. **Hand CT**. Disponível em: <embodi3d.com/files/category/43-extremity-upper-arm-cts/>. Acesso em: 15 nov. 2017.

ERLER ZIMMER. **Röntgenphantom Hand, Transparent**. Disponível em: <<https://www.erler-zimmer.de/medizinische-simulatoren/roentgen-ct/9314/roentgenphantom-hand-transparent?number=7210>>. Acesso em: 23 mar. 2018.

FILIPPOU, Valeria; TSOUMPAS, Charalampos. Recent advances on the development of phantoms using 3D printing for imaging with CT, MRI, PET, SPECT, and ultrasound. **Medical Physics**, [s.l.], v. 45, n. 9, p.740-760, 24 jul. 2018. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1002/mp.13058>.

FLASH FORGE 3D PRINTER. Creator Pro. Disponível em: <<https://www.flashforge.com/consumer/Creator%20Pro%20series?id=12>>. Acesso em: 10 out. 2019.

GERSHMAN, Boris et al. Use of Personalized Printed 3-Dimensional Kidney Models for Simulation before Nephron Sparing Surgery: Methodology and Examples from a Case Series. **Urology Practice**, [s.l.], v. 3, n. 2, p.124-133, mar. 2016. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). <http://dx.doi.org/10.1016/j.urpr.2015.05.008>.

HENRIQUES L. M. S et al. **Characterisation of an anthropomorphic chest phantom for dose measurements in radiology beams**. Radiation Physics and Chemistry. 2014; 95:269-98.

HOFER, Matthias. **CT Teaching Manual: A systematic approach to CT Reading**. 3. ed. Thieme, 2007. 224 p.

ICRP – INTERNACIONAL COMMISSION FOR RADIATION PROTECTION. **Publicação n. 103**. 2007. Disponível em: <<http://www.icrp.org/>>. Acesso em: 18 jun. 2017.

ICRU – INTERNACIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS & MEASUREMENTS. **Relatório n. 48**. 1992. Disponível em: <<http://www.icru.org/>>. Acesso em: 22 jun. 2017.

KEVRA ADVANCED COMPOSITES TECHNOLOGY. **Phenolic microspheres**. Disponível em: <<https://kevra.fi/products/filler-and-ancillary-agents/microspheres-and-other-filler-materials/?lang=en>>. Acesso em: 10 out. 2019.

LAMBA, Ramit et al. CT Hounsfield Numbers of Soft Tissues on Unenhanced Abdominal CT Scans: Variability Between Two Different Manufacturers' MDCT Scanners. **American Journal Of Roentgenology**, [s.l.], v. 203, n. 5, p.1013-1020, nov. 2014. American Roentgen Ray Society. <http://dx.doi.org/10.2214/ajr.12.10037>.

LI, Qian et al. Current status of imaging in nonalcoholic fatty liver disease. **World Journal Of Hepatology**, [s.l.], v. 10, n. 8, p.530-542, 27 ago. 2018. Baishideng Publishing Group Inc.. <http://dx.doi.org/10.4254/wjh.v10.i8.530>.

LONG, Bruce; ROLLINS, Jeannean; SMITH, Barbara. **Merrill's Atlas of Radiographic Positioning and Procedures**. 13. ed. St. Louis: Elsevier, 2016. 576p.

LUDEWIG E; RICHTER A; FRAME M. **Diagnostic imaging**: Evaluating image quality using visual grading characteristic (VGC) analysis. *Veterinary Research Communications*. 2010; 34(5):473-479.

MAXGEEK. **Filamento ABS Premium Max Geek Para Impressora 3D**. Disponível em: <<http://www.maxgeek.com.br/filamento/abs-premium/filamento-abs-premium-max-geek-1-75mm-roxo-1k>>. Acesso em: 10 out. 2019.

MINÉRIOS OURO BRANCO. **Carbonato de Cálcio Precipitado**. Disponível em: <<http://www.ourobranco.com.br/carbonato-de-calcio-precipitado.php>>. Acesso em: 10 out. 2019.

MOLDFLEX. **POLY 74-20 - BORRACHA DE POLIURETANO**. Disponível em: <<https://www.moldflexmodelagem.com/poliuretano/poly-74-20>>. Acesso em: 15 mar. 2019.

NEGUS, Ian S. et al. Technical Note: Development of a 3D printed subresolution sandwich phantom for validation of brain SPECT analysis. *Medical Physics*, [s.l.], v. 43, n. 9, p.5020-5027, 9 ago. 2016. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1118/1.4960003>.

NETTER, Frank H. **Atlas de Anatomia Humana**. 6. ed. Elsevier, 2015. 640 p.

PIRNEJAD, H.; NIAZKHANI, Z.; BAL, R.; Clinical Communication in Diagnostic Imaging Studies. *Applied Clinical Informatics*, v. 04, n. 04, p.541-555, 2013. Georg Thieme Verlag KG. <http://dx.doi.org/10.4338/aci-2013-06-ra-0042>.

PRECHT H. et al. **New Developed DR Detector Performs Radiographs of Hand, Pelvic and Premature Chest Anatomies at a Lower Radiation Dose and/or a Higher Image Quality**. *J Digit Imaging*. 2013 Sep 25.

PROENÇA, José de Aguiar. Implementação do controlo da qualidade da imagem radiológica digital: O estudo de caso o serviço de imagiologia do HFF. *Revista da Faculdade de Ciência e Tecnologia*, Fernando Pessoa, p.6-19, 2009. Disponível em: <[http://bdigital.ufp.pt/bitstream/10284/1333/1/6-19_rev_fct\[1\].pdf](http://bdigital.ufp.pt/bitstream/10284/1333/1/6-19_rev_fct[1].pdf)>. Acesso em: 11 nov. 2017.

RIBEIRO, Vanessa dos Santos et al. Simulação clínica e treinamento para as Práticas Avançadas de Enfermagem: revisão integrativa. *Acta Paulista de Enfermagem*, [s.l.], v. 31, n. 6, p.659-666, dez. 2018. FapUNIFESP (SciELO). <http://dx.doi.org/10.1590/1982-0194201800090>.

SAVI MBMB, inventor; ANDRADE MAB; inventor; SAND J, Inventor; IFSC, cessionário. **Filamento Radiopaco para uso em Impressões 3D**. BR1020190131179. 2019

SCHALY, B. et al. **Evaluation of an anthropomorphic male pelvic phantom for image-guided radiotherapy**. *Rep Med Imaging* 2009;2:69-78.

SCHWAB, D. P. **Research methods for organizational studies**. New Jersey: Psychology Press, 2013.

SIEMENS HEALTHINEERS. **Multix Select DR**. Disponível em: <<https://www.siemens-healthineers.com/radiography/digital-x-ray/multix-select-dr>>. Acesso em: 15 jun. 2019.

SIEMENS HEALTHINEERS. **SOMATOM Scope**. Disponível em: <<https://www.siemens-healthineers.com/computed-tomography/single-source-ct/somatom-scope>>. Acesso em: 15 jun. 2019.

SILVEIRA, Debora Pricila. **Como funciona e como surgiu a impressora 3D?** 2016. Disponível em: <<https://www.oficinadanet.com.br/post/11352-como-funciona-e-como-surgiu-a-impressora-3d>>. Acesso em: 13 nov. 2017.

TINGBERG A, et al. **Evaluation of image quality of lumbar spine images: a comparison between FFE and VGA**. Radiat Prot Dosimetry. 2005; 114(1-3):53-61.

TORTORA, G. J. **Princípios de Anatomia Humana**. 12 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2010. 1228p.

VENEZIANI, Glauco Rogério. **Desenvolvimento de um objeto simulador "Canis Morphic" utilizando impressora 3D para aplicação em dosimetria na área de radioterapia veterinária**. 2017. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear - Aplicações) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2017. doi:10.11606/T.85.2017.tde-05062017-144227. Acesso em: 2019-10-28.

XU, Xie George; ECKERMAN, Keith F.. **Handbook of Anatomical Models for Radiation Dosimetry**. Nova Iorque: Taylor & Francis Group, 2009. 70 p.