INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Autarquia associada à Universidade de São Paulo

Desenvolvimento de um simulador antropomórfico de pescoço-tireoide tecido-equivalente impresso em 3D para aplicações multidisciplinares

DANIEL VILLANI

**Tese apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de
Doutor em Ciências na Área
de Tecnologia Nuclear – Aplicações**

**Orientadora:
Profa. Dra. Letícia Lucente Campos
Rodrigues**

**São Paulo
2021**

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Autarquia Associada à Universidade de São Paulo

**Desenvolvimento de um simulador antropomórfico de pescoço-tireoide tecido-
equivalente impresso em 3D para aplicações multidisciplinares**

Versão Corrigida

Versão Original disponível no IPEN

DANIEL VILLANI

**Tese apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de
Doutor em Ciências na Área
de Tecnologia Nuclear - Aplicações**

**Orientadora:
Profa. Dra. Letícia Lucente Campos
Rodrigues**

**São Paulo
2021**

Fonte de Financiamento: Bolsa de estudos CNPq 142098/2017-5; Projeto Temático FAPESP 2017/50332-0; Bolsa PQ-Senior do Orientador CNPq 301070/2019-9

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Como citar:

VILLANI, D. Desenvolvimento de um simulador antropomórfico de pescoço-tireoide tecido-equivalente impresso em 3D para aplicações multidisciplinares. 2021. 103 p. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN-CNEN/SP, São Paulo. Disponível em: (data de consulta no formato: dd/mm/aaaa).

Ficha catalográfica elaborada pelo Sistema de geração automática da Biblioteca IPEN/USP, com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

Villani, Daniel

Desenvolvimento de um simulador antropomórfico de pescoço-tireoide tecido-equivalente impresso em 3D para aplicações multidisciplinares / Daniel Villani; orientadora Letícia Lucente Campos Rodrigues. -- São Paulo, 2021.
103 p.

Tese (Doutorado) - Programa de Pós-Graduação em Tecnologia Nuclear (Aplicações) -- Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo, 2021.

1. Impressão 3D. 2. Materiais tecido-equivalentes. 3. Simulador antropomórfico. I. Campos Rodrigues, Letícia Lucente, orient. II. Título.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Daniel Villani. *Desenvolvimento de um simulador antropomórfico de pescoço-tireoide tecido-equivalente impresso em 3D para aplicações multidisciplinares*. 2021.

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em
Tecnologia Nuclear – Aplicações da Universidade de São Paulo
para obtenção do título de Doutor em Ciências.

Data: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Assinatura: _____

*Ao meu companheiro de
todos os momentos*

*Aos meus pais, irmã e todos os
meus amigos.*

*"If you read this line
Remember not the hand that wrote it
Remember only the verse
Songmaker's cry, the one without tears
For I've given this its strength
And it has become my only strength
Comforting home, mother's lap, chance for
immortality
Where being wanted became a thrill I never
knew
The sweet piano writing down my life"*

Tuomas Holopainen

AGRADECIMENTOS

À minha orientadora Dra. Letícia L. C. Rodrigues, pela sua excelência, experiência e conselhos profissionais, apoio e confiança. Professora, serei eternamente grato pela incrível oportunidade de crescimento pessoal e profissional que me proporcionou nesses anos do doutorado

Ao IPEN, na pessoa do Sr. Superintendente Dr. Wilson Aparecido Parejo Calvo, pela oportunidade de execução desse trabalho.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), pela bolsa de estudos que me permitiu dedicação exclusiva à pesquisa.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) e à Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), pelo suporte financeiro.

Ao Dr. Orlando Rodrigues Jr. e à Dra. Maria da Penha Potiens por todos os conselhos, conversas e ter ajudado a sustentar as dificuldades desse percurso;

Ao Prof. Mateus Savi, pelas experiências e conhecimentos compartilhados e adquiridos em parceria;

À Dra. Linda V. E. Caldas, pela total presteza e apoio durante a realização desse trabalho;

À Gisela Menegussi e a equipe da radioterapia do Instituto do Câncer do Hospital do Câncer do Estado de São Paulo – ICESP por toda atenção e ajuda para finalização dessa tese;

Ao Dr. Bernardo Maranhão Dantas, junto ao Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD) pelas conversas e confiança sobre meu trabalho;

A Dra. Yvone Maria Mascarenhas, pela confiança depositada no passado, presente, e nos projetos futuros;

Aos meus pais Walter e Gilce por me apoiar, orientar e incentivar em todos os momentos decisivos da minha vida. Devo minha vida à dedicação e amor incondicionais de vocês!

À minha irmã Ana e cunhadinha Rafa, por sempre me fazerem rir nos meus momentos de queda;

Ao tornado lindo que chegando de repente, mudou completamente minha vida e me propicia forças e motivações para seguir adiante;

À Maíra por simplesmente tudo e mais um pouco;

Ao André, buda de produtividade, por sentar-se ao meu lado e sempre me ouvir e me dar conselhos (e conferir meus cálculos de incertezas rs);

À Leticinha por seguir de mãos dadas comigo até o final;

Ao Marcelo Manfrini por todos os abraços, memes, chácara, roles e trocas de esperança num futuro em Euros;

Ao Marcelinho, que mesmo distante, me deu suporte emocional em todas as quebras. Sua passagem vai chegar por e-mail, fique atento!!!!

À Priscila, Pedro, Marina e todos do Higienópolis, por dividir das aflições finais comigo e me ajudar a manter as saúdes física e psicológica;

A todos da CMR/IPEN que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

RESUMO

VILLANI, D. *Desenvolvimento de um simulador antropomórfico de pescoço-tireoide tecido-equivalente impresso em 3D para aplicações multidisciplinares*. 2021. 103p. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN-CNEN/USP. São Paulo.

Objetos simuladores (no inglês, *phantoms*), dispositivos que representam o corpo humano, têm sido usados nas áreas da física médica, física e engenharia biomédica desde o início. Logo após a descoberta dos raios-X, as notícias dos benefícios médicos da radiação se espalharam rapidamente. A geometria e a composição de um simulador são determinadas pela prática a qual será aplicado. Existem desde os mais simples, baseados em água para medir a saída de feixes de terapia de megavoltagem, aos de maior complexidade, antropomórficos para controle de qualidade em radioterapia. O uso de impressão 3D e filamentos comumente encontrados comercialmente para o desenvolvimento de simuladores está sendo investigado. A aplicação desta técnica para o desenvolvimento de simuladores de baixo custo requer um estudo complexo da interação dos materiais impressos com diferentes tipos e qualidades de radiação, bem como a caracterização de configurações de impressão. Realizando essas medições, é possível encontrar metodologias para que possam simular corretamente o tecido humano. O objetivo desse trabalho constitui no projeto e na construção de um objeto simulador antropomórfico de tireoide (pescoço), utilizando uma impressora 3D e materiais tecido-equivalentes, para ser utilizado em aplicações multidisciplinares. Estudos de equivalência a tecidos humanos para filamentos de PLA, ABS e ABS XCT desenvolvidos no IPEN foram realizados em feixes de fótons padrão. Utilizou-se como base anatômica e de modelagem 3D o simulador comercial ATOM MAX 711, da CIRS. Os dados experimentais mostram a possibilidade de alcançar condições de equilíbrio eletrônico com as mesmas especificações de espessura para PLA e ABS, possibilitando a substituição do PMMA em diversas aplicações dosimétricas. Os filamentos de ABS aditivados com BaSO₄ desenvolvidos no IPEN possuem propriedades de atenuação aumentadas significativamente em relação ao ABS puro, PLA e PMMA e são equivalentes aos tecidos ósseos nos feixes estudados. Diferentes tecidos ósseos podem ser simulados com uso de diferentes percentuais de *infill*. A metodologia de modelagem do simulador 3D deste estudo abre possibilidades de uso de imagens tomográficas de quaisquer objetos, ou até mesmo pacientes, para realização de prototipagem 3D de simuladores cada vez mais específicos e customizados. O simulador desenvolvido apresenta todas as características desejáveis para aplicações em proteção radiológica, dosimetria utilizando detectores TL/OSL, medições de radioisótopos incorporados na tireoide (tanto contadores de contaminação, quanto detectores de medicina nuclear) e treinamento de técnicas de aquisição de imagens por raios-X. Constitui uma alternativa viável de simulador equivalente a tecido; e de baixo custo, se comparado com os simuladores importados.

Palavras Chave: Impressão 3D; Materiais tecido-equivalentes; Simulador antropomórfico.

ABSTRACT

VILLANI, D. *Development of a 3D printed tissue-equivalent anthropomorphic neck-thyroid phantom for multidisciplinary applications*. 2021. 103p. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN-CNEN/USP. São Paulo.

Phantoms, devices that represent the human body, have been used in the fields of medical physics, physics and biomedical engineering since the beginning. Soon after the discovery of X-rays, news of the medical benefits of radiation spread quickly. The geometry and composition of a simulator are determined by the practice to which it will be applied. There are from the simplest, water-based to measure the output of megavoltage therapy bundles, to the most complex, anthropomorphic for quality control in radiotherapy. The use of 3D printing and filaments commonly found commercially for the development of simulators is being investigated. The application of this technique for the development of low-cost simulators requires a complex study of the interaction of printed materials with different types and qualities of radiation, as well as the characterization of print configurations. By making these measurements, it is possible to find methodologies so that they can correctly simulate human tissue. The objective of this work is the design and construction of an anthropomorphic thyroid simulator (neck), using a 3D printer and tissue-equivalent materials, to be used in multidisciplinary applications. Human tissue equivalence studies for PLA, ABS and ABS XCT filaments developed at IPEN were carried out in standard photon beams. The commercial simulator ATOM MAX 711, from CIRS, was used as an anatomical and 3D modeling base. The experimental data show the possibility of achieving electronic equilibrium conditions with the same thickness specifications for PLA and ABS, enabling the replacement of PMMA in several dosimetric applications. The ABS filaments added with BaSO₄ developed at IPEN have significantly increased attenuation properties in relation to pure ABS, PLA and PMMA and are equivalent to the bone tissues in the studied bundles. Different bone tissues can be simulated using different percentages of infill. The modeling methodology of the 3D simulator of this study opens possibilities for using tomographic images of any objects, or even patients, to perform 3D prototyping of increasingly specific and customized simulators. The developed simulator presents all desirable characteristics for applications in radiological protection, dosimetry using TL/OSL detectors, measurements of radioisotopes incorporated in the thyroid (both contamination counters and nuclear medicine detectors) and training in X-ray image acquisition techniques. It is a viable alternative to a fabric-equivalent simulator; and low cost, compared to imported simulators.

Key words: 3D printing; Tissue-equivalent materials; Anthropomorphic phantom.

SUMÁRIO

I INTRODUÇÃO	20
II OBJETIVOS.....	24
2.1 Objetivo geral	24
2.2 Objetivos específicos	24
III FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	26
3.1 Objetos simuladores de paciente	26
3.2 Construção de um objeto simulador	27
3.2.1 Simuladores para dosimetria	29
3.2.2 Simuladores para radiodiagnóstico	30
3.2.3 Simuladores para proteção radiológica	31
3.2.4 Simuladores para medicina nuclear	31
3.2.5 Simuladores para radiações não ionizantes	32
3.3 Impressão 3D	33
3.4 Fabricação por Filamento Fundido (FFF)	33
3.4.1 Etapas de execução da prototipagem rápida	36
3.4.2 Vantagens e Desvantagens	38
3.4.3 Polímeros utilizados	41
3.4.3.1 Ácido Polilático (PLA)	41
3.4.3.2 Acrilonitrila-butadieno-estireno (ABS).....	42
3.5 Prototipagem 3D por FFF aplicada em desenvolvimento de simuladores de paciente	43
IV METODOLOGIA.....	47

4.1 Materiais para construção do simulador.....	47
4.2 Sistemas de impressão 3D	47
4.3 <i>Softwares</i> de desenho e impressão 3D	47
4.4 <i>Softwares</i> de análise de dados.....	47
4.5 Sistemas de medição de precisão.....	47
4.6 Sistemas de irradiação e aquisição de imagens	48
4.7 Sistemas de detecção	48
4.8 Metodologia e análises realizadas	48
4.8.1 Impressão de placas-teste para medições de atenuação	48
4.8.2 Medições de atenuação dos materiais de impressão.....	49
4.8.3 Determinação da densidade dos materiais	52
4.8.4 Estudo da transmissão do PLA e ABS para diferentes percentuais de preenchimento (infill)	52
4.8.5 Estudo de equilíbrio eletrônico para PLA e ABS.....	53
4.8.6 Estudo de caracterização dos filamentos XCT desenvolvidos no IPEN	55
4.8.7 Construção 3D do simulador antropomórfico	55
4.8.8 Estudo preliminar de imobilização de fontes radioativas aplicada na impressão 3D.....	57
4.8.9 Caracterização do simulador impresso em 3D por Tomografia Computadorizada (CT)	58
V RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	62
5.1 Impressão de placas-teste de atenuação	62
5.2 Determinação da densidade dos materiais.....	62
5.3 Medições de atenuação dos materiais de impressão.....	63
5.3.1 Estudo da transmissão de feixes de raios-X para PLA e ABS.....	63
5.3.2 Estudo da transmissão da radiação gama de ¹³⁷ Cs para PLA e ABS.....	68

5.3.3 Estudo da transmissão do PLA e ABS para diferentes percentuais de preenchimento (<i>infill</i>)	69
5.3.4 Estudo do equilíbrio eletrônico para PLA e ABS.....	71
5.3.5 Estudo de caracterização dos filamentos XCT desenvolvidos no IPEN	72
5.4 Construção 3D do simulador antropomórfico	75
5.5 Impressão do simulador.....	76
5.6 Estudo preliminar de imobilização de fonte aplicada na impressão 3D	77
5.7 Validação do simulador impresso em 3D por Tomografia Computadorizada (CT)	78
5.7.1 Teste preliminar da qualidade da imagem	78
5.7.2 Análise da construção do tecido mole com PLA	83
5.7.3 Análise da construção dos tecidos ósseos com ABS XCT-A.....	84
5.7.4 Análise da construção do acessório de tireoide com resina epóxi	86
5.7.5 Análise do espaçamento do encaixe das peças impressas	90
5.7.6 Análise dos artefatos na imagem pela técnica FFF	92
VI CONCLUSÕES	95
<i>Referências Bibliográficas</i>	98

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Ilustração esquemática do processo de impressão 3D utilizando FFF	34
Figura 2 – Detalhes da extrusora do processo FFF	35
Figura 3 – Etapas do processo de impressão 3D por FFF	36
Figura 4 – Estrutura química do PLA	41
Figura 5 – Detalhes do material ABS. (a) monômeros utilizados na produção de ABS. (b) Estrutura química do ABS.....	42
Figura 6 – Teste do simulador " <i>canis morpheus</i> ". (A) Imagem reconstruída do crânio do simulador no software de impressão (B) Crânio impresso preparado para irradiação (C) Irradiação do simulador para análise de distribuição de doses em um tratamento radioterápico	44
Figura 7 – Planejamento da irradiação do PLA com feixe de fótons clínicos de 6MV no Hospital Israelita Albert Einstein para estudo de equivalência do material com Água Sólida	45
Figura 8 – Impressora RAISE3D PRO2 do IPEN (a) visão geral (b) detalhe da cama de impressão (c) detalhe dos extrusores	49
Figura 9 – Arranjo de irradiação para as medições de atenuação utilizando o Sistema de raios-X PANTAK Seifert	51
Figura 10 – Opções de <i>infill</i> simulados no ideaMAKER software para impressão utilizando orientação +45°/-45°. (a) 100% <i>infill</i> (b) 95% <i>infill</i> (c) 80% <i>infill</i> (d) 50% <i>infill</i>	53
Figura 11 – Arranjo experimental no irradiador de ^{137}Cs 4 π	54
Figura 12 – Figura esquemática da variação das espessuras de material impresso em 3D na “janela” de entrada do feixe.....	55
Figura 13 – Simulador de cabeça e pescoço CIRS, modelo ATOM 711, utilizado como referência para modelagem 3D do novo simulador de pescoço-tireoide deste estudo	56
Figura 14 – Resina epóxi 2004 transparente de baixa viscosidade e respectivo endurecedor 3154.....	57
Figura 15 – Tomógrafo Phillips <i>Brilliance Big Bore Radiology</i> e objetos simuladores do estudo. (a) Objetos simuladores posicionados na mesa de exames (b) Detalhe nos objetos simuladores.....	59
Figura 16 – Posições de medição para os testes de qualidade de imagem do tomógrafo <i>Phillips Brilliance Big Bore Radiology</i>	60

Figura 17 – PMMA (a) utilizado em todas as medições de referência, PLA (b) e ABS (c) impressos utilizados para as medições de atenuação	62
Figura 18 – Dados de transmissão obtidos com PMMA e placas-teste de PLA e ABS 100% preenchidas para os feixes padrão. As barras de erro, visíveis quando maiores do que os pontos, representam a incerteza padrão de três medições	64
Figura 19 – Coeficientes de atenuação lineares obtidos para feixes de raios-X	65
Figura 20 – Comportamento de dependência energética de atenuação de materiais. No eixo X, os valores de energia para os resultados experimentais são as energias médias do feixe apresentadas na Tabela 2.....	66
Figura 21 – Atenuação total de massa experimental para PMMA, PLA e ABS em comparação com dados teóricos de Músculo, PMMA e Tecido Mole. No eixo x, os valores de energia para os resultados experimentais são as energias médias do feixe apresentadas na Tabela 2.	67
Figura 22 – Resultados experimentais de atenuação para PMMA PLA e ABS com radiação gama de ^{137}Cs	68
Figura 23 – Comparação entre os coeficientes de atenuação linear obtidos para PMMA e os materiais impressos em 3D em feixe de radiação gama de ^{137}Cs	69
Figura 24 – Comportamento de transmissão para simuladores impressos em PLA e ABS com diferentes porcentagens de preenchimento (relativo a 100% de <i>infill</i>) irradiados com raios-X.....	70
Figura 25 – Comportamento de transmissão para simuladores impressos em PLA e ABS com diferentes porcentagens de preenchimento (relativo a 100% de <i>infill</i>) irradiados com radiação gama de ^{137}Cs	71
Figura 26 – Concordância entre a dose prescrita de irradiação e a dose absorvida medida para PMMA, PLA e ABS	72
Figura 27 – Transmitância dos materiais de impressão 3D desenvolvidos para as qualidades de raios-X diagnóstico.....	73
Figura 28 – Comparação entre os dados teóricos e experimentais dos coeficientes de atenuação mássico para os filamentos radiopacos. A título de comparação, também estão apresentados os dados experimentais nas mesmas qualidades de feixe para ABS puro, anteriormente mostrados na Figura 19. No eixo x, os valores de energia para os resultados experimentais são as energias médias do feixe apresentadas na Tabela 2..	74
Figura 29 – Construção do simulador utilizando o software 3DSlicer	75
Figura 30 – Estruturação dos acessórios de tireoide, cubo dosimétrico de crânio e segmentação do simulador para impressão	76
Figura 31 – Arquivo de impressão gerado no software Simplify3D	77

Figura 32 – O pescoço e o acessório de tireoide impressos	77
Figura 33 – Teste de introdução da resina epóxi no interior do acessório de tiroide impresso em 3D. (A) Acessório sem camada externa de impermeabilizante, resultando em “bolha” dupla de ar interna devido ao vazamento da resina. (B) Acessório com tripla camada externa de impermeabilizante, resultando apenas em bolha de ar abaixo do orifício de aplicação.....	78
Figura 34 – Imagem extraída do software <i>Weasis</i> v3.7.0 com os resultados da análise de ruído, exatidão e homogeneidade dos números de CT para o simulador cilíndrico de PMMA.....	79
Figura 35 – Imagem extraída do software <i>Weasis</i> v3.7.0 com os resultados da análise de ruído, exatidão e homogeneidade dos números de CT para o ar	81
Figura 36 – Imagem extraída do software <i>Weasis</i> v3.7.0 do objeto impresso em 3D a ser analisado.....	82
Figura 37 – Imagens extraídas do software <i>Weasis</i> v3.7.0. (a) apresentação dos números de CT obtidos de “partes moles” do simulador CIRS 711. (b) apresentação dos números de CT obtidos de “partes moles” do simulador impresso em 3D	83
Figura 38 – Imagens extraídas do software <i>Weasis</i> v3.7.0. (a) apresentação dos números de CT obtidos de “tecidos ósseos” do simulador CIRS 711. (b) apresentação dos números de CT obtidos de “tecidos ósseos” do simulador impresso em 3D	85
Figura 39 – Imagem extraída do software <i>Weasis</i> v3.7.0. com a apresentação dos números de CT obtidos para a resina epóxi incorporada no acessório de tireoide impresso em 3D	87
Figura 40 – Imagem extraída do software <i>Weasis</i> v3.7.0. com a apresentação das dimensões da bolha de ar do acessório sem impermeabilizador	88
Figura 41 – Imagem extraída do software <i>Weasis</i> v3.7.0. com a apresentação das dimensões da bolha de ar do acessório com impermeabilizador	88
Figura 42 – Imagem extraída do software <i>Weasis</i> v3.7.0. com a apresentação dos números de CT obtidos para PLA no acessório de tireoide.....	89
Figura 43 – Imagem extraída do software <i>Weasis</i> v3.7.0. com a apresentação dos espaçamentos de encaixe entre as peças do simulador. (a) corte coronal (b) corte sagital	91
Figura 44 – Imagem extraída do software <i>Weasis</i> v3.7.0. exemplificando uma consequência dos espaçamentos de encaixe para com o imageamento do simulador por tomografia computadorizada. (a) localização 319 mm (b) localização 321 mm.....	92
Figura 45 – Imagem extraída do software <i>Weasis</i> v3.7.0. exemplificando uma consequência dos espaçamentos de encaixe para com o imageamento do simulador	

por tomografia computadorizada. (a) visualização das linhas de impressão (b)
visualização de falha de extrusão na impressão na parte posterior à vertebra.....93

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Características técnicas de impressão para PLA, ABS e ABS XCT	49
Tabela 2 – Qualidades de feixe de fótons utilizadas nos estudos de atenuação.....	51
Tabela 3 – Protocolo técnico de imageamento utilizado.....	59
Tabela 4 – Valores de densidades obtidos para os materiais de impressão 3D utilizados no desenvolvimento deste trabalho.....	63
Tabela 5 – Coeficientes de atenuação lineares obtidos experimentalmente neste estudo	65
Tabela 6 – Coeficientes de atenuação de massa obtidos.....	67
Tabela 7 – Coeficientes de atenuação linear obtidos experimentalmente neste estudo	74
Tabela 8 – Resultados obtidos para ruído e exatidão do número de CT no PMMA	79
Tabela 9 – Resultados obtidos para homogeneidade do número de CT no PMMA.....	80
Tabela 10 – Resultados obtidos para ruído e exatidão do número de CT no ar	81
Tabela 11 – Resultados obtidos para homogeneidade do número de CT no ar	82
Tabela 12 – Números de CT resultantes da análise nos simuladores CIRS 711 e impresso em 3D para simulação de tecidos moles	84
Tabela 13 – Números de CT resultantes da análise nos simuladores CIRS 711 e impresso em 3D para simulação de tecidos ósseos	85
Tabela 14 – Números de CT resultantes da análise da resina epóxi no acessório de tireoide impresso	87
Tabela 15 – Números de CT resultantes da análise do PLA impresso no acessório de tireoide.....	89

LISTA DE SIGLAS

AM – Manufatura aditiva

ABS – Acrilonitrila-butadieno-estireno

CAD – *Computer Aided Desig*

CMR – Centro de metrologia das radiações

FFF – Fabricação por Filamento Fundido

HU – Unidades de Housfield (números de CT)

IAEA – Agência Internacional de Energia Atômica

ICESP – Instituto do Câncer do Estado de São Paulo

IFSC – Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina

IPEN – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares

LCI – Laboratório de calibração de instrumentos

MRI – Ressonância magnética

OSLD – Dosímetro opticamente estimulados

PET – Tomografia por emissão de pósitron

PLA – Ácido polilático

PMMA – Polimetilmetacrilato

ROI – Região de interesse

RP – Prototipagem rápida

SLA – Estereolitografia

SLS – Sinterização seletiva por Laser

SW – Simulador de água sólida

TC – Tomografia computadorizada

TLD – Dosímetro termoluminescente

US – Ultrassonografia

I INTRODUÇÃO

Objetos simuladores (no inglês, *phantoms*), dispositivos que representam o corpo humano, têm sido usados nas áreas da física médica, física e engenharia biomédica desde o início. Logo após a descoberta dos raios-X, as notícias dos benefícios médicos da radiação se espalharam rapidamente. A primeira imagem de raios-X de um humano foi tirada da mão da esposa do Prof. Roentgen em 1896 [1]. No entanto, os efeitos prejudiciais de altas doses de radiação tornaram-se aparentes, logo, pessoas relutavam em se voluntariar para receber radiação por motivos experimentais. Consequentemente, físicos desenvolveram objetos simuladores para simular pacientes a fim de medições dosimétricas e testar as limitações de seus sistemas [2].

A geometria e a composição de um simulador são determinadas pela prática a qual será aplicado. Um simulador que foi desenvolvido para avaliar a dose administrada a um paciente durante os tratamentos de radioterapia será completamente diferente de um projetado para testes de qualidade de sistema radiográfico, por exemplo. A finalidade do simulador ditará o tamanho, forma e composição. Ela também determinará se o simulador deve ou não conter dosímetros (por exemplo, dosímetros termoluminescentes (TLDs), opticamente estimulados (OSLDs) ou câmaras de ionização) e que tipo de outros elementos seria mais adequado para determinada situação [2].

Os materiais dentro de um simulador muitas vezes destinam-se a simular tecido humano, e as propriedades desses materiais variam com a energia da radiação incidente. Assim, embora algo possa ser equivalente ao tecido em uma determinada faixa de energia, pode não ser equivalente ao tecido em todas as energias. Como resultado, um simulador projetado para uso em feixes de raios-X de megavoltagem frequentemente será feito de materiais diferentes de um simulador projetado para feixes de quilovoltagem [2].

Atualmente, simuladores são essenciais em todos os aspectos das aplicações com radiações ionizantes e física médica. Existem desde os mais simples, baseados em água para medir a saída de feixes de terapia de megavoltagem, aos de maior

complexidade, antropomórficos para controle de qualidade em radioterapia. Simuladores podem ser designados especificamente para controle de qualidade de imagem radiológica, ultrassom (US), tomografia computadorizada (TC), ressonância magnética (MRI) e sistemas de tomografia por emissão de pósitron (PET) e os computacionais, desenvolvidos para uso em *softwares* de simulação [2]. Com os rápidos avanços tecnológicos, novos objetos simuladores sempre podem ser criados, visando novas complexidades e diminuição de custos.

Desde sua invenção na década de 1980, as técnicas de impressão tridimensional (3D) foram desenvolvidas, amadurecidas e usadas em várias aplicações por muitos pesquisadores e empresas industriais em todo o mundo. Hoje em dia está revolucionando a manufatura e muitas outras áreas da indústria com novos processos e materiais; principalmente no campo da física médica, com potencial de produção de simuladores reprodutíveis e sofisticados [3,4].

O uso de impressão 3D e filamentos comumente encontrados comercialmente para o desenvolvimento de simuladores está sendo investigado [5,6] e pesquisas estão sendo realizadas em desenvolvimentos de dispositivos de controle de qualidade [7,8], imagens de TC [9], dosimetria clínica de elétrons [10], desenvolvimentos de simuladores físicos e antropomórficos à mamografia baseada em dados de TC de pacientes e simuladores matemáticos, usados para desenvolvimento e otimização de novas técnicas de imagem de mama, novos modelos de teste realistas para dosimetria de mama por raios-X; bem como no desenvolvimento de algoritmos de reconstrução e aprimoramento de imagem [11-13].

A aplicação desta técnica para o desenvolvimento de simuladores de baixo custo requer um estudo complexo da interação dos materiais impressos com diferentes tipos e qualidades de radiação, bem como a caracterização de configurações de impressão. Realizando este estudo, é possível encontrar metodologias para que possam simular corretamente o tecido humano.

Na comunidade científica diversos estudos estão sendo realizados com o objetivo de caracterizar materiais de filamentos de impressão 3D para aplicações clínicas, sobretudo para obtenção de simuladores de paciente-específicos em radioterapia, e como materiais alternativos à água sólida e PMMA tradicionalmente empregados em controle de qualidade e dosimetria [14-17]. Tais resultados

demonstram a relevância da tecnologia de impressão 3D para os próximos anos em estudos multidisciplinares de tecido-equivalência e desenvolvimento de objetos simuladores de diversas complexidades. O IPEN tem obtido experiências na linha de pesquisa de desenvolvimento de simuladores impressos em 3D e, seguindo nessa linha de evolução, o Centro de Metrologia das Radiações, com o auxílio do projeto FAPESP - Nº 2017/50332-0 - Planos de Desenvolvimento Institucional de Pesquisa dos Institutos Estaduais de Pesquisa no Estado de São Paulo, adquiriu um modelo atualizado de impressora 3D, a RAISE 3D PRO2. Espera-se com esse trabalho a continuidade da linha de pesquisa na instituição, já que tem se mostrado promissora e de interesse em áreas multidisciplinares.

II Objetivos

II OBJETIVOS

2.1 Objetivo geral

O objetivo geral desse trabalho constitui no projeto e na construção de um objeto simulador antropomórfico de pescoço-tireoide, utilizando uma impressora 3D e materiais tecido-equivalentes, para ser utilizado em aplicações multidisciplinares.

2.2 Objetivos específicos

- Caracterizar materiais de impressão 3D comercialmente disponíveis quanto a suas propriedades físicas e de interação com feixes de radiação;
- Caracterizar o material de impressão 3D a base de ABS desenvolvido no IPEN para simulação e tecido-equivalência a tecido ósseo;
- Caracterizar a metodologia de impressão 3D de simuladores antropomórficos para potenciais aplicações multidisciplinares;
- Desenvolver um simulador antropomórfico de pescoço-tireoide impresso em 3D;
- Caracterização do simulador desenvolvido por meio de tomografia computadorizada.

III Fundamentação Teórica

III FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

3.1 Objetos simuladores de paciente

Uma vez que o uso de radiação ionizante se tornou popular, a necessidade de objetos simuladores de paciente (*phantoms*) logo se tornou aparente. No início do século XX, já era reconhecido que, para quantificar a dose administrada a um tecido de interesse, a medida deveria ser feita no próprio tecido [18]. Quando os efeitos nocivos da radiação foram percebidos, a necessidade de substitutos de tecido tornou-se clara e o conceito de objetos simuladores nasceu. Os primeiros eram compostos de água ou cera (como as odontológicas utilizadas até hoje como bolus em radioterapia); as geometrias permaneceram bastante simples com tanques de água e blocos de cera para medições de fontes radioativas ou feixes de raios-X [2].

Enquanto a água era (e ainda é) uma boa aproximação dos tecidos humanos, a cera apresentava uma série de problemas. Em primeiro lugar, as formulações variaram significativamente dependendo do tipo de cera usada. Portanto, havia uma falta de consistência entre as medições iniciais. Também foi descoberto logo que a cera se desviou da equivalência do tecido nas baixas energias. Para aliviar isso, materiais com alto número atômico foram adicionados às misturas de cera. Embora isso tenha melhorado as propriedades radiológicas, ainda havia um certo grau de variabilidade remanescente [2].

A madeira foi proposta como um substituto potencial do tecido e era bastante popular durante o final dos anos 1930, com uso continuando em algumas funções até os anos 1970. Houve problemas semelhantes aos da cera, pois também existe um grau de variabilidade entre as diferentes amostras. Por volta da metade do século XX, ocorreu um interesse em desenvolver simuladores antropomórficos, geometricamente realistas. Vários simuladores foram desenvolvidos, desde os de corpo inteiro ou de segmentos menores do corpo [2].

No entanto, a inconsistência de materiais equivalentes de tecido ainda representava um grande obstáculo na época. Na década de 1960, dois simuladores antropomórficos avançados foram introduzidos. Stacey et al. [19] e

Alderson et al. [20] desenvolveram simuladores conhecidos como Temex™ e Rando™, respectivamente, que continham esqueletos humanos reais embutidos em um substituto de tecido mole. Ambos eram focados em dosimetria de tratamentos de radioterapia. Eram fatiados axialmente, e o Rando™ permitia a inserção de TLDs em cavidades para medir a distribuição da dose.

Na década de 1970, vários simuladores de mamografia foram desenvolvidos junto com simuladores para sistemas de tomografia computadorizada, radiografia e sistemas de escopia com intensificador de imagem; todos com objetivo de realizar testes de qualidade da imagem. Também foram desenvolvidos simuladores para aplicações não ionizantes, como ultrassonografia e ressonância magnética; com foco principal em testar os principais parâmetros relacionados à qualidade da imagem produzida pelos sistemas [2].

Os simuladores se tornaram mais complexos e confiáveis ao longo do tempo, à medida que os materiais usados para fabricá-los se tornaram mais confiáveis e reproduzíveis. Novos substitutos de tecidos, tais como resinas epóxi e poliuretanos, têm permitido simuladores de maior qualidade e maior reprodutibilidade. Esta progressão também levou ao desenvolvimento de simuladores que imitam com precisão os tecidos ao longo de uma ampla gama de energias [2].

Vale citar também que, com o aumento no uso das simulações computacionais no campo da física médica, surgiu a necessidade de representar o corpo humano nessas simulações. O detalhe e a complexidade dos simuladores computacionais aumentaram com o aumento da capacidade de computação e tecnologias disponíveis. Modalidades de imagem avançadas ajudaram na criação desses complexos simuladores computacionais. Doses podem ser calculadas para uma variedade de tecidos diferentes usando esses simuladores matemáticos, como o Homem Virtual [21]. Com propósitos práticos, o foco dessa revisão bibliográfica será nos simuladores físicos e antropomórficos.

3.2 Construção de um objeto simulador

A seleção dos materiais apropriados é crítica para a geometria e função de qualquer simulador. Na maioria dos casos, ele se destina a simular alguma forma de tecido, como músculo, osso ou pulmão. Outro material simulado muito comum é a

água, pois o uso de água líquida pode ser difícil e incômodo em determinadas situações. Todos os tecidos simulados têm propriedades diferentes, tanto física quanto radiológica, e o objetivo dos materiais de um simulador é representar essas propriedades com a maior precisão possível [2].

De acordo com a Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) em sua Série de Relatórios Técnicos No. 457 (TRS 457), os simuladores *“devem ser projetados e construídos de modo que ofereçam a mesma atenuação primária e produção de dispersão que as seções relevantes do corpo de um paciente representativo”* [22]. Seguindo esta recomendação, o tipo de radiação, a qualidade e a faixa de energia nas medições também devem ser considerados. Outras características importantes na construção de um simulador são o custo do material e a estabilidade dimensional. Uma boa opção neste caso é o polimetilmetacrilato (PMMA), material consolidado para equivalência tecido/água [23].

Existem várias propriedades que podem ser usadas como medida da equivalência de tecido de um simulador. A densidade física (ρ) e o número atômico efetivo (Z_{eff}) podem ser usados como avaliações iniciais de equivalência de tecido de materiais. O parâmetro mais amplamente usado e comumente aceito para avaliar a equivalência de tecido é o coeficiente de atenuação de massa (μ_m/ρ), pois fornece a quantidade de energia depositada localmente no tecido de interesse [24,25]. Idealmente, um material representará com precisão tantas das propriedades acima mencionadas do tecido que está sendo simulado. No entanto, isso pode ser muito difícil de conseguir e deve-se ter como objetivo principal simular as propriedades radiológicas do tecido de interesse [23].

Na maioria dos casos, existem materiais disponíveis que simulam tecidos com muita precisão, mas há uma série de advertências que devem ser mantidas em mente quando estão sendo usados. As propriedades radiológicas de um material são frequentemente altamente dependentes da energia da radiação incidente sobre ele, ou seja, um material pode simular com precisão um tecido em uma determinada faixa de energia, mas pode diferir significativamente em outras [2].

Existem materiais disponíveis que foram desenvolvidos para simular tecidos nas faixas de energia de diagnóstico e tratamento. No entanto, mesmo dentro de uma determinada faixa de energia, o espectro do feixe que está sendo usado é

frequentemente muito amplo, fazendo com que erros estejam presentes em algum grau [2]. Os objetos simuladores podem ser específicos para diversas aplicações.

3.2.1 Simuladores para dosimetria

Os simuladores para dosimetria são utilizados quando há necessidade de simular as condições de um procedimento para medir a dose em determinados pontos de interesse. Muitos simuladores são bastante simples, consistindo em placas de cera ou tanques de água. Embora aparentemente sem sofisticação em design, continuam a ser usados em muitos aspectos da dosimetria. Embora as placas de cera tenham caído em desuso, as placas de outros materiais (por exemplo, materiais à base de epóxi, como Água Virtual (*Virtual Water™*) e Água Sólida (*Solid Water™*), permaneceram populares. Sua vantagem reside em sua simplicidade e facilidade de reprodutibilidade. Sua posição em um feixe pode ser facilmente replicada, de modo que as medições podem ser feitas nas mesmas condições em diferentes instituições e em diferentes momentos [2].

Os tanques de água também permitem um número essencialmente infinito de locais para colocar um dosímetro. Os tanques permitem a varredura do feixe com câmaras de ionização. Os sistemas de posicionamento avançados foram desenvolvidos para permitir o movimento preciso dos dosímetros dentro do tanque de água. Os simuladores “slab”, embora obviamente mais rígidos em seu design, também podem ser modificados para conter dosímetros em vários locais diferentes. Outras geometrias bastante simplistas também existem para vários fins [2]. Por exemplo, um simulador de PMMA cilíndrico simples é comumente utilizado para a medição do índice de dose de tomografia computadorizada (*computed tomography dose index – CTDI*) [26]. Da mesma forma, um simulador esférico uniforme é normalmente utilizado para dosimetria em um *Gamma Knife* [27] porque essas formas correspondem à simetria natural do dispositivo.

3.2.2 Simuladores para radiodiagnóstico

Objetos simuladores nas áreas de diagnóstico por imagem são usados para medições de doses em pacientes, monitoração de área e avaliação da qualidade da imagem dos sistemas de aquisição. A imagem convencional de raios-X, que inclui radiografia e fluoroscopia, e a tomografia computadorizada, usam simuladores de várias geometrias e tamanhos. As medições de dose no paciente e de área são realizadas por razões de análise de risco-benefício e proteção radiológica, e obedecem a formalismos específicos. Os simuladores antropomórficos podem ser usados para simular imagens de pacientes, o que pode ser útil para determinar quais configurações de tubo de raios-X devem ser usadas em uma determinada situação ou mesmo treinar novos técnicos, tecnólogos ou radiologistas [2,23].

Os substitutos de tecido usados na construção de simuladores para avaliações de qualidade de imagem em radiologia digital e radiologia fluoroscópica devem ter coeficientes de atenuação linear dentro de $\pm 5\%$ daqueles para o tecido corporal dado ao longo do intervalo de energia do fóton necessário. Tal concordância foi sugerida para a técnica de mamografia sensível ao contraste [28] e será mais do que adequada para técnicas menos sensíveis. Este nível de concordância só é necessário para simuladores de qualidade de imagem que tentam simular estruturas biológicas específicas [23].

Em tomografia computadorizada, as diferenças nos coeficientes de atenuação linear $\leq 1\%$ podem ser prontamente detectadas. Substitutos de tecido com coeficientes de atenuação linear ao longo do intervalo de energia necessário dentro de $\pm 1\%$ daqueles para um determinado tecido corporal podem ser necessários nas avaliações dessas técnicas [29].

A mamografia é uma modalidade de preocupação particular por ser o procedimento padrão ouro para rastreamento de câncer de mama. O câncer de mama é o tipo mais comum de câncer em mulheres [30], o que aumenta a importância que esse rastreamento funcione adequadamente. Como as outras modalidades de imagem de raios-X, simuladores são projetados especificamente para a avaliação de sistemas de mamografia. Simuladores antropomórficos, os de qualidade de imagem e os de dosimetria devem ser desenvolvidos especificamente para uso em mamografia [2].

3.2.3 Simuladores para proteção radiológica

Em proteção radiológica, existem três aplicações principais:

- Simuladores de retroespalhamento para simular condições de espalhamento e para a calibração de dosímetros usados para medir campos de radiação externa.
- Simuladores com dosímetros embutidos para medições de dose em profundidade.
- Simuladores com radioatividade incorporada para calibração de sistemas de contagem *in vivo*.

Os requisitos de seleção para substitutos de tecido variam de acordo com o tipo de simulador que está sendo usado e sua aplicação [23]. A composição de um substituto de tecido usado em um simulador homogêneo para medições de retroespalhamento de fótons não é crítica. O material deve ter uma densidade de massa dentro de 10% da unidade e ser relativamente livre de elementos com $Z > 20$ para eliminar a produção de raios-X secundários. Muitos plásticos, sistemas de resina epóxi e substitutos de tecidos líquidos à base de água atendem a esses requisitos [23].

Os simuladores homogêneos e padrão são usados para medições de dose de profundidade ou para criar as condições de espalhamento de radiação necessárias. Em medições de dose de profundidade usando fótons em um determinado intervalo de energia, os coeficientes de atenuação linear para o substituto do tecido devem estar dentro de $\pm 5\%$ daqueles para o tecido corporal [23].

Os simuladores antropomórficos são utilizados com mais frequência para a calibração de contadores de corpo inteiro. O grau de simulação depende do tipo de medição que está sendo realizada e da seção do corpo sob investigação [23].

3.2.4 Simuladores para medicina nuclear

A medicina nuclear envolve a injeção de materiais radioativos no corpo para fins de imagem ou terapêuticos. Os procedimentos comuns incluem exames de perfusão do coração, exames de densidade óssea, imagens funcionais do cérebro e tratamentos de câncer de tireoide. Os sistemas de imagem de medicina nuclear

passam por testes semelhantes aos das outras modalidades de imagem. São usados para testar as limitações de detecção do sistema, sua resolução espacial e sua uniformidade [31].

Os simuladores antropomórficos também foram desenvolvidos para simular procedimentos clínicos reais, como imagens do fígado [32], cérebro [33] ou tireoide [34]. Os simuladores da medicina nuclear devem ser capazes de acomodar a injeção do material radioativo. Assim, os simuladores geralmente são projetados para ter cavidades ou inserções que prendem o material injetado durante o processo de imagem [2].

3.2.5 Simuladores para radiações não ionizantes

Embora não façam uso de radiação ionizante, os sistemas de US e MRI ainda devem ser avaliados para garantir que a qualidade de imagem adequada seja mantida. Como essas modalidades fazem uso de propriedades diferentes das propriedades radiológicas do material, há diferentes fatores que devem ser levadas em consideração ao projetar simuladores para esses sistemas. A aplicação em US depende principalmente da velocidade do som em um determinado material para produzir suas imagens e a ressonância magnética depende das taxas de relaxamento de diferentes tecidos [2,23].

Assim, a equivalência de tecido para US ou MRI é definida de forma bem diferente do que em imagens que utilizam radiação ionizante. Apesar dessas diferenças nas propriedades dos materiais, o design físico dos simuladores e as técnicas usadas para avaliar a qualidade da imagem e o desempenho do sistema de US e MRI podem ser bastante semelhantes aos das modalidades de imagem de raios-X. Além disso, tanto a US quanto a MRI usam simuladores antropomórficos para simular um procedimento médico ou experimento com a maior precisão possível [2,23].

O propósito do simulador dita tanto sua forma quanto sua composição. Ao selecionar ou projetar simuladores, deve-se considerar cuidadosamente os materiais a serem usados, a forma física e como isso afetará o que está tentando ser medido na situação de interesse. Há uma variedade imensa de simuladores disponíveis para

qualquer aplicação, e a seleção adequada depende da situação em que será usado [2]. Novos simuladores estão sendo desenvolvidos continuamente utilizando novas tecnologias; com objetivo de servir a propósitos multidisciplinares.

3.3 Impressão 3D

A impressão 3D, também conhecida como Manufatura Aditiva (AM – *Additive Manufacturing*) ou Prototipagem Rápida (RP – *Rapid Prototyping*), é a construção de objetos tridimensionais empregando materiais orgânicos ou inorgânicos, a partir de um modelo digital [35]. Essa técnica é muito atraente pela sua flexibilidade e pela capacidade de construir geometrias complexas. Atualmente existem diversas formas de emprego da técnica de manufatura aditiva, entre as quais se destacam [36]:

- Fabricação por Filamento Fundido (FFF – *Fused Filament Fabrication*), que emprega fios de polímeros como matéria-prima;
- Esterolitografia (SLA – *Stereolithography Apparatus*), que se realiza na cura de resinas líquidas por meio de luz ultravioleta;
- Sinterização Seletiva por Laser (SLS – *Selective Laser Sintering*), a qual gera objetos 3D utilizando plásticos, cerâmicas e metais em estado granulado.

3.4 Fabricação por Filamento Fundido (FFF)

No presente trabalho, a tecnologia de prototipagem rápida utilizada para desenvolvimento de objetos simuladores foi a FFF. Produzida e desenvolvida nos Estados Unidos em 1992 pela *Stratasys*, a FFF foi originalmente pensada para a fabricação em 3D de estruturas poliméricas. No processo, um filamento de polímero termoplástico é introduzido na impressora por meio de um mecanismo de rolos. Em seguida o material passa por uma câmara de aquecimento que funde o filamento. A parte sólida do filamento empurra a massa fundida através de um bico de impressão (extrusor). Esse bocal de impressão se movimenta horizontalmente nos eixos x e y, depositando o material em uma superfície de construção (mesa de impressão, que pode ou não estar aquecida), onde ele se solidifica [37-41].

O próprio bocal, ou mesmo a superfície de construção se movimenta verticalmente no eixo z, permitindo a construção de camada sobre camada do objeto 3D. Alguns modelos de impressoras 3D de tecnologia FFF possuem mais de um bico extrusor, permitindo que diferentes materiais possam ser impressos em uma mesma peça, podendo inclusive um deles ser utilizado como material de suporte para a construção de parte da peça, podendo ser removido posteriormente [37-41].

A Figura 1 ilustra de maneira esquemática o processo FFF, evidenciando a construção da peça por meio da extrusão de materiais por dois bicos extrusores (que se movimentam nos eixos x e y) e a mesa/plataforma (que se movimenta no eixo z). A Figura 2 esquematiza em detalhes o cabeçote de extrusão, o mecanismo de rolos que insere o filamento polimérico na impressora, entre outros.

Figura 1 – Ilustração esquemática do processo de impressão 3D utilizando FFF

Fonte: [42]

Figura 2 – Detalhes da extrusora do processo FFF

Fonte: [43]

Dentre os materiais mais comuns nos processos de impressão 3D por FFF podemos destacar: a acrilonitrila-butadieno-estireno (ABS), e o ácido polilático (PLA) [37-41].

A qualidade final das peças impressas por FFF é resultado da combinação das condições do processo, projeto das peças e parâmetros de impressão. Os pontos mais importantes incluem as temperaturas de extrusão do material, do ambiente e da mesa de impressão; e a taxa de alimentação do filamento. As temperaturas de fusão do material e do ambiente são importantes para a solidificação do polímero, podendo influenciar em tensões térmicas que levem a distorções na peça impressa. A taxa de alimentação do filamento é importante para controlar a velocidade de deposição do material, e ocasionais variações nessa taxa podem levar a mudanças na espessura das camadas depositadas e ter impacto na precisão dimensional da peça [44,45].

Consequentemente, a morfologia e as propriedades mecânicas finais desses materiais serão determinadas por essas deformações e tensões, sendo extremamente importante conhecer o comportamento destes materiais quando em fluxo, de modo a poder prever e compreender sua morfologia final [15].

3.4.1 Etapas de execução da prototipagem rápida

Construído e desenvolvido com base na ideia da criação de objetos *layer-by-layer* (camada a camada), o processo de prototipagem rápida pode ser separado em 8 etapas [37], conforme ilustrado na Figura 3.

Figura 3 – Etapas do processo de impressão 3D por FFF

Fonte: [37]

Etapa 1 – CAD: Todas as peças devem começar a partir de um modelo de *software* que descreva totalmente a geometria externa. Isso pode envolver o uso de quase qualquer *software* profissional de modelagem de sólidos CAD (*Computer Aided Design*), mas a saída deve ser um sólido 3D ou representação de superfície. Equipamentos de engenharia reversa (por exemplo, *lasers* e digitalização óptica) também podem ser usados para criar esta representação.

Etapa 2 – Conversão para arquivo de extensão .STL: Quase todas as máquinas de prototipagem rápida aceitam o formato de arquivo .STL, e hoje em dia quase todos

os sistemas CAD podem produzir esse formato de arquivo. Este arquivo descreve as superfícies externas fechadas do modelo CAD original e forma a base para o cálculo das fatias de impressão.

Etapa 3 – Transferência para máquina de RP para manipulação do arquivo STL: O arquivo .STL que descreve a peça deve ser transferido para a máquina de RP. Aqui, pode haver alguma manipulação geral do arquivo para que tenha o tamanho, posição e orientação corretos para a construção.

Etapa 4 – Configuração da máquina: A máquina de RP deve ser configurada corretamente antes do processo de construção. Tais configurações estão relacionadas aos parâmetros de construção, como as restrições de material, fonte de energia, espessura da camada, temperaturas etc.

Etapa 5 – Impressão: A construção da peça é principalmente um processo automatizado e a máquina pode continuar em grande parte sem supervisão. Apenas o monitoramento superficial da máquina precisa ocorrer neste momento para garantir que nenhum erro tenha ocorrido, como falta de material, falta de energia ou falhas de *software*.

Etapa 6 – Remoção da peça: Assim que a máquina de RP tiver concluído a impressão, as peças devem ser removidas. Isso pode exigir interação com a máquina, que pode ter travas de segurança para garantir, por exemplo, que as temperaturas de operação sejam suficientemente baixas ou que não haja peças ativamente móveis.

Etapa 7 – Pós-processamento: Depois de removidas da máquina, as peças podem exigir uma limpeza adicional antes de estarem prontas para uso. As peças podem estar fracas neste estágio ou podem ter recursos de suporte que devem ser removidos. Portanto, isso geralmente requer tempo e manipulação manual cuidadosa e experiente.

Etapa 8 – Aplicação: As peças agora podem estar prontas para serem usadas. No entanto, eles também podem exigir tratamento adicional antes de serem aceitáveis para uso. Por exemplo, eles podem exigir primer e pintura para dar uma textura e acabamento de superfície aceitáveis. Os tratamentos podem ser trabalhosos e demorados se os requisitos de acabamento forem muito exigentes. Também pode ser necessário montá-los junto com outros componentes mecânicos ou eletrônicos para formar um modelo ou produto final.

3.4.2 Vantagens e Desvantagens

A prototipagem rápida abrange uma gama de novas tecnologias para a produção de peças precisas diretamente de modelos CAD em poucas horas, com pouca necessidade de intervenção humana. Isso significa que os projetistas têm a liberdade de produzir modelos físicos de seus desenhos com mais frequência, permitindo que eles verifiquem a montagem e a função do projeto, bem como discutam questões de fabricação posteriores com um protótipo inequívoco e fácil de interpretar. Consequentemente, os erros são minimizados e os custos de desenvolvimento de produtos e os prazos de entrega substancialmente reduzidos. Tem sido afirmado que a RP pode cortar custos de novos produtos em até 70% e o tempo de comercialização em 90% [38].

A utilização da FFF oferece uma série de benefícios sobre as técnicas de manufatura tradicionais:

- Maior complexidade da peça: um imediato benefício é a capacidade de criar formas que não podem ser produzidas por qualquer outra tecnologia [42].
- Projeto e fabricação digital: Todos os processos de AM criam peças físicas diretamente de um arquivo digital padronizado (.STL). Esses processos controlados por computador requerem um baixo nível de experiência do operador e reduzem a quantidade de interação humana necessária para criar um objeto. Os processos geralmente operam sem monitoramento, isso permite compilações durante a noite e diminui drasticamente o tempo de produção de produtos – reduzindo assim o tempo entre as iterações do projeto. Além disso, criar a peça diretamente a partir do modelo de computador garante que a peça seja criada com precisão [42].
- Complexidade livre: A prototipagem rápida é um processo de “ferramenta única” – independentemente da geometria desejada, não há necessidade de alterar nenhum aspecto do processo. Isso, na verdade, torna a complexidade de forma livre – não há custo adicional ou tempo de espera entre tornar um objeto complexo ou simples. Como tal, os

processos AM são excelentes para criar geometrias complexas e personalizadas. Isso permite sua aplicação em diversas áreas, como automotiva, aeroespacial e engenharia biomédica [42].

- Produção instantânea em escala global: A representação de artefatos físicos com um arquivo digital permite uma distribuição global rápida de produtos, potencialmente transformando a distribuição de produtos de maneira muito semelhante que o MP3 fez para a música. O arquivo digital pode ser enviado para qualquer impressora em qualquer lugar que possa imprimir o tamanho, a resolução e os materiais exigidos no arquivo [42].
- Redução de resíduos: os processos da RP são inerentemente “verdes”. Como o material é adicionado camada por camada, apenas o material necessário para a peça é usado na produção. O desperdício é bastante reduzido [42].
- Diversidade de materiais: há grande variedade de materiais e boas propriedades mecânicas das peças feitas usando a tecnologia FFF. Peças feitas por meio da FFF estão entre as mais resistentes comparado aos demais processos de AM [37].
- Pós processamento: nenhum pós-processamento químico é obrigatório e não há cura de resinas [39].
- Custos baixos: máquinas e materiais mais baratos que outras tecnologias, resultando em um processo mais econômico [39].

Embora as tecnologias de RP ofereçam vantagens críticas sobre os processos de manufatura tradicionais, há limitações inerentes aos processos que as impedem de ser a solução para todos os problemas de manufatura. Em suas modalidades atuais, os processos de AM são limitados para fins de produção em massa. Em média, os processos AM são capazes de criar um cubo de $4 \times 4 \times 4 \text{ cm}^3$ em cerca de uma hora, enquanto uma máquina de moldagem por injeção, é capaz de fazer várias peças semelhantes em menos de um minuto [42].

Com a tecnologia disponível atualmente, ainda não é possível produzir peças com a velocidade comparável ao processo de moldagem por injeção, já que o gargalo

está na física dos processos – não é possível escanear um laser (ou curar o material ou imprimir cada camada) em velocidade equivalente [42]. No entanto, esta limitação só é válida para a produção de milhares de exemplares de uma peça comum e, para produção de simuladores, as aplicações dessas tecnologias podem ser consideradas são distintas e não concorrentes.

Uma vez que o ferramental deve ser criado exclusivamente para cada peça que se deseja moldar por injeção, a RP é o processo preferido quando peças personalizadas ou execuções de produção de baixo volume são necessárias. Se a produção for descentralizada, a "produção em massa" de centenas de milhares de um determinado produto pode ser feita produzindo-se milhares em cem impressoras que estão próximas da fonte de demanda em todo o mundo, em vez de em uma fábrica produzindo centenas de milhares do mesmo item. Além disso, as mesmas impressoras que produzem milhares de cada item podem ser reprogramadas instantaneamente para produzir diferentes produtos conforme a demanda [42].

Há também a necessidade de melhores materiais para usar na impressão e maior uniformidade na qualidade da produção. Apesar da grande variedade, a maioria dos polímeros utilizados não são bem caracterizados e são mais fracos do que seus equivalentes fabricados tradicionalmente. Além disso, em alguns processos AM, a resistência da peça não é uniforme - devido ao processo de fabricação camada por camada, as peças costumam ser mais fracas na direção da construção [37, 42].

Outra desvantagem da tecnologia FFF está na baixa resolução no eixo z em comparação com outros processos de manufatura aditiva (0,25 mm). Se uma superfície lisa for necessária, um pós-processo para acabamento é necessário e é um processo lento que às vezes leva dias para construir grandes peças complexas. Para economizar tempo, alguns modelos permitem dois modos: um modo totalmente preenchido de material, ou com menores percentuais de preenchimento, que obviamente, reduz as propriedades mecânicas da peça [37, 41].

Há muito trabalho e pesquisa a ser realizado antes que os processos de manufatura aditiva se tornem o padrão na indústria de manufatura, porque nem todo material de manufatura comumente utilizado pode ser manuseado. A precisão deve ser melhorada para eliminar a necessidade de um processo de pós-processamento e ser capaz de produzir peças que requeiram os mais altos níveis de precisão [39]. Por

fim, a repetibilidade do processo de RP precisa ser melhorada; peças feitas em máquinas diferentes podem muitas vezes ter propriedades variadas [42].

3.4.3 Polímeros utilizados

3.4.3.1 Ácido Polilático (PLA)

O Poli(ácido láctico), ou ácido polilático (PLA) é um poliéster termoplástico biodegradável produzido por polimerização de condensação de ácido láctico, derivado por fermentação de açúcares de fontes de carboidratos, como milho, cana-de-açúcar e mandioca. Sua estrutura química é mostrada na Figura 4. Esse material já vem sendo utilizado como uma alternativa a certos plásticos à base de petróleo em aplicações comerciais. Devido à grande penetração no mercado, atenção mundial e ao aumento da produção de PLA, o número de pesquisas publicadas e relatórios sobre PLA aumentou exponencialmente nos últimos 25 anos. Ele está disponível no mercado a um preço equivalente ao de plásticos comuns como o polipropileno [46-49].

Figura 4 – Estrutura química do PLA

Fonte: <https://3dfila.com.br/como-imprimir-com-filamento-pla/>

Em aplicações biomédicas e de bioengenharia, o PLA é amplamente utilizado devido a sua biocompatibilidade com o corpo humano, especialmente para aplicações como implantes médicos, suturas cirúrgicas e outros dispositivos [48]. Esta aprovação se dá pela sua excelente biocompatibilidade, biodegradabilidade, propriedades mecânicas e físico-químicas. Além disso, o PLA e seus copolímeros podem ser adequadamente processados e projetados para permitir uma aplicação biomédica desejada [49,50].

3.4.3.2 Acrilonitrila-butadieno-estireno (ABS)

O ABS é sintetizado a partir de três compostos químicos: acrilonitrila, butadieno e estireno. A estrutura química de seus componentes está representada na Figura 5. Seus três componentes atômicos básicos são o Carbono, Nitrogênio e Hidrogênio, sendo o Carbono a espécie atômica predominante [51]. Esses materiais possuem alta resistência mecânica, bom aspecto superficial, fácil moldabilidade, média resistência à temperatura e altas rigidez e resistência química [52,53].

A acrilonitrila fornece resistência térmica e química ao material; o estireno fornece brilho, moldabilidade, rigidez e processabilidade; e o butadieno é responsável pela resistência ao impacto e alongamento. Um ABS típico contém cerca de 20% de butadieno, 25% de acrilonitrila e em torno de 55% de estireno [52,53]. As diferentes proporções empregadas de cada monômero resultam em diferentes propriedades ao polímero final [54].

Figura 5 – Detalhes do material ABS. (a) monômeros utilizados na produção de ABS. (b) Estrutura química do ABS

Fonte: [51]

O ABS apresenta uma excelente combinação de propriedades mecânicas, térmicas, elétricas e químicas, bem como facilidade de processamento e moderado preço. Ele oferece também um bom balanço de resistência ao impacto, à tração,

dureza e módulo de elasticidade. Por causa dessas propriedades, ele é muito utilizado na indústria automobilística e de eletrodomésticos em peças sujeitas a grandes esforços mecânicos. Algumas aplicações típicas do ABS são: gabinetes para telefone, componentes automotivos, equipamentos esportivos e uma grande variedade de componentes para utensílios domésticos, máquinas de escritório e equipamentos industriais [52,53].

O ABS é o termoplástico mais utilizado na manufatura aditiva por FFF. Segundo a *StrasaysTM*, esse material é utilizado desde o desenvolvimento da técnica e é o material de maior consumo para impressões 3D nos EUA [55]. Atualmente, novos *blends* de ABS têm sido desenvolvidos para utilização no FFF visando melhorar o desempenho deste material nesta técnica de prototipagem.

3.5 Prototipagem 3D por FFF aplicada em desenvolvimento de simuladores de paciente

A rápida expansão do mercado de impressoras 3D abriu caminho para uma gama de aplicações na área da saúde desde o ano 2000, quando a tecnologia começou a ser utilizada em implantes dentários e customização de próteses. Hoje essa tecnologia é utilizada em diversas finalidades, como a impressão de tecidos, órgãos, implantes, modelos anatômicos, customização de próteses, objetos simuladores tecido-equivalentes, entre outras [56].

Visto os avanços tecnológicos oriundos das aplicações de objetos impressos em 3D com materiais tecido-equivalentes para pesquisas na área médica e saúde, o Centro de Metrologia das Radiações (CMR), pertencente ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN) tem adquirido experiência nesta linha de pesquisa.

Veneziani [57] em seu doutorado construiu um objeto simulador com o formato de um cão real ("*canis morphic*"), seguindo sua linha de pesquisa dedicada a dosimetria veterinária, para avaliar a conformidade das doses de radiação em tratamentos radioterápicos planejados utilizando dosimetria termoluminescente (Figura 6).

Figura 6 – Teste do simulador "*canis morpich*". (A) Imagem reconstruída do crânio do simulador no software de impressão (B) Crânio impresso preparado para irradiação (C) Irradiação do simulador para análise de distribuição de doses em um tratamento radioterápico

Fonte: [57]

Valeriano [58] avaliou o comportamento dos materiais PLA e ABS quando expostos a feixes de fótons diversos, com ênfase na radioterapia, de modo a catalogar materiais alternativos para utilização em controle de qualidade de radioterapia àqueles indicados pela publicação 44 da ICRU [23], com o auxílio e validação dosimétrica utilizando dosímetros termoluminescentes de LiF:Mg,Ti (TLD-100) e CaSO₄:Dy + Teflon produzidos no IPEN e simulação de Monte Carlo [59].

Ao avaliar os materiais e o modo de impressão (Figura 7) empregado concluiu que as diferentes opções de impressão (resolução da deposição do material) influenciam na atenuação de um feixe em determinada qualidade de radiação. Para as qualidades de raios-X de radioterapia foi indicado a equivalência entre o PLA impresso

com qualidade “quase-sólida” e objetos simuladores de Água Sólida no que diz respeito à perfis de dose em profundidade e propôs um estudo mais aprofundado no comportamento dos materiais no desenvolvimento de objetos simuladores de órgãos específicos ou antropomórficos.

Figura 7 – Planejamento da irradiação do PLA com feixe de fótons clínicos de 6MV no Hospital Israelita Albert Einstein para estudo de equivalência do material com Água Sólida

Fonte: [58]

IV METODOLOGIA

4.1 Materiais para construção do simulador

- Filamentos para impressora 3D de Ácido Polilático (PLA) e Acrilonitrila Butadieno Estireno (ABS) disponíveis comercialmente;
- Filamentos para impressora 3D radiopacos de ABS, modelos XCT-A XCT-B e XCT-C desenvolvidos no IPEN¹;
- Placas de polimetilmetacrilato (PMMA) de espessuras variadas;
- Resina 2004 Epóxi baixa viscosidade com Endurecedor 3154;
- Veda Spray Impermeabilizante.

4.2 Sistemas de impressão 3D

- Impressora RAISE3D, modelo PRO2, que utiliza técnica de impressão 3D por fabricação com filamento fundido – FFF.

4.3 Softwares de desenho e impressão 3D

- *FreeCAD*®;
- *3DSlicer*®;
- *ideaMAKER*®;
- *Simplify 3D*®.

4.4 Softwares de análise de dados

- Origin PRO 9.1
- Weasis v3.7.0

4.5 Sistemas de medição de precisão

- Balança de precisão Metler Toledo™ modelo AB204-S;
- Picnômetro;
- Paquímetro.

¹ Filamento composto por ABS+BaSO₄ para mimetizar tecido ósseo desenvolvido no registro de depósito de patente nº BR1020190131179 pelo aluno de doutorado Matheus Savi, cuja caracterização de propriedades de atenuação também faz parte do escopo deste trabalho e as medições foram realizadas em colaboração.

4.6 Sistemas de irradiação e aquisição de imagens

- Sistema de radiação X PANTAK Seifert do Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI/IPEN);
- Irradiador gama de ^{137}Cs STS/OB do Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI/IPEN);
- Irradiador gama ^{137}Cs de geometria 4π (atividade de 37.925 GBq em abril de 2014) do LCI/IPEN;
- Tomógrafo Phillips, modelo *Brilliance Big Bore Radiology* do Centro de Radioterapia do Instituto do Câncer do Estado de São Paulo - ICESP.

4.7 Sistemas de detecção

- Sistema de detecção de raios-X RAYSAFE, com sensor de estado sólido modelo X2 R/F
- Câmara de ionização RADCAL, modelo 10X6-6 acoplada a eletrômetro RADCAL, modelo 9060;
- Sistema de detecção de raios-X RADCAL AccuGold+ com câmara de ionização 10X6-6M acoplada;
- Sistema de dosimetria OSL Landauer microStar ii, com dosímetros modelo nanoDot.

4.8 Metodologia e análises realizadas

4.8.1 Impressão de placas-teste para medições de atenuação

Placas-teste foram desenhadas utilizando o *software* FreeCAD® e impressas usando a impressora RAISE3D PRO2 do IPEN (Figura 8) para determinar o comportamento da transmissão dos feixes de radiação e os coeficientes de atenuação. Utilizou-se orientação $+45^\circ/-45^\circ$ de impressão, dimensões de 80 x 80 mm² e diferentes espessuras, espessura da camada (z) de 0,2 mm e 100% de preenchimento (*infill*). As especificações técnicas dos materiais e do arranjo experimental de impressão estão descritas na Tabela 1.

Figura 8 – Impressora RAISE3D PRO2 do IPEN (a) visão geral (b) detalhe da cama de impressão (c) detalhe dos extrusores

Fonte: autor da tese

Tabela 1 – Características técnicas de impressão para PLA, ABS e ABS XCT

Material	Cor	Densidade Nominal (g.cm ⁻³)	Temperatura de extrusão (°C)	Temperatura da cama de impressão (°C)	Velocidade de impressão (mm.s ⁻¹)
PLA	Transparente	1.24	215	60	50
ABS	Puro/Branco	1.05	240	105	50
XCT - A	Puro/Branco	-	225	100	60
XCT - B	Puro/Branco	-	225	100	60
XCT - C	Puro/Branco	-	225	100	60

Fonte: autor da tese

4.8.2 Medições de atenuação dos materiais de impressão

O método de transmissão pode ser usado para determinação experimental dos coeficientes de atenuação $\mu(E)$ dos materiais, e foi utilizada para determinação da atenuação dos materiais de impressão 3D. Uma atenuação exponencial simples deve ser esperada como resultado do impacto do feixe de radiação em um detector após passar por absorvedores de espessura variável. As interações removem os fótons do feixe por absorção ou espalhamento para longe do detector e podem ser caracterizadas por uma probabilidade fixa de ocorrência por unidade de comprimento de caminho no absorvedor. A soma dessas interações é a probabilidade por comprimento de caminho unitário de que o fóton seja atenuado [60]:

$$\mu = \tau + \sigma + \kappa \quad (\text{Equação 1})$$

onde τ é a absorção por efeito fotoelétrico, σ espalhamento Compton e κ produção de pares. Nesse estudo as espessuras das amostras foram aumentadas de zero (sem atenuação) para 150 mm e posicionados na frente da saída do feixe colimado, usando as configurações de calibração padrão do LCI. As qualidades do feixe para radiação X utilizadas são aquelas implantadas pelo LCI para a faixa de radiodiagnóstico. A filtração adequada para cada qualidade é selecionada utilizando uma roda de filtros PTW. No caso da radiação gama foi utilizado a fonte de ^{137}Cs pertencente ao irradiador gama STS/OB. Em todos os casos, os detectores foram posicionados a uma distância de 100 cm, como mostra a Figura 9. Os valores obtidos neste procedimento foram analisados no software Origin®. Para cada qualidade foi realizado um ajuste exponencial para obter μ dos materiais, conforme a Equação 2 [60]:

$$N_x(E) = N_0(E)e^{-\mu(E)x} \quad (\text{Equação 2})$$

onde $N_0(E)$ e $N_x(E)$ são respectivamente o número incidente e transmitido de fótons de energia (E) ao atravessar um atenuador de espessura x .

O uso do coeficiente de atenuação linear é limitado pelo fato de variar com a densidade do absorvedor, embora o material absorvedor seja o mesmo e derivado quando os feixes usados são monoenergéticos [60]. Algumas das medições neste estudo foram realizadas utilizando feixes filtrados de raios-X polienergéticos, porém, com o objetivo de comparar o comportamento de materiais impressos com PMMA nas mesmas condições experimentais, o método de transmissão é uma excelente aproximação.

A fim de comparar os dados experimentais obtidos com a sessão de choque de raios-X teóricos encontrados no relatório ICRU 44 [23] e *NIST Standard Reference Database* [61], o coeficiente de atenuação de massa total (μ_m) precisa ser calculado com a Equação 3:

$$\mu_m = \frac{\mu(E)}{\rho} \quad (\text{Equação 3})$$

onde ρ é a densidade do absorvedor. Foram realizadas medições com as qualidades de raios-X estabelecidas no LCI, bem como utilizando irradiador gama com fonte de ^{137}Cs . A Tabela 2 discrimina os detalhes dos feixes de fótons utilizados.

Figura 9 – Arranjo de irradiação para as medições de atenuação utilizando o Sistema de raios-X PANTAK Seifert

Fonte: autor da tese

Tabela 2 – Qualidades de feixe de fótons utilizadas nos estudos de atenuação

Qualidade (raios-X)	Voltagem do tubo (kVp)	HVL (mmAl)	Filtração adicional (mm)	Energia de fótons média (keV)
RQR-2M	28	0,37	0,07Mo	15,6
RQR-4M	35	0,41	0,07Mo	16,3
RQR 3	50	1,78	2,4Al	29,7
RQR 5	70	2,58	2,8Al	34,0
RQR 8	100	3,97	3,2Al	38,1
RQR 10	150	6,57	4,2Al	46,5
RQT 8	100	6,9	3,2Al + 0,3Cu	48,0
RQT 9	120	8,4	3,5Al + 0,35Cu	55,6
RQT 10	150	10,1	4,2Al + 0,35Cu	65,1
Qualidade (radiação γ)	Atividade Nominal (GBq)	Energia de fótons média (keV)		
^{137}Cs	740,0 em 28 de abril de 1995	661,7		

Fonte: autor da tese

4.8.3 Determinação da densidade dos materiais

Principalmente quando utilizado para determinação do coeficiente de atenuação mássico, os valores das densidades dos materiais de estudo são extremamente importantes por interferirem diretamente nos resultados. Quando uma peça é impressa em 3D, mesmo que com preenchimento de 100%, é esperada a formação de uma pequena malha de ar nas peças, inerente à técnica de impressão FFF, alterando a densidade nominal do filamento. Para a realização das medidas de densidade (ρ), cada material analisado teve a massa (m) de 5 amostras com $20 \times 20 \times 20 \text{ mm}^3$ medidas em balança de precisão e, para determinar o seu volume (v), foram realizadas medições para determinar os valores de massa deslocada de água realizadas com um picnômetro Hubbard. As densidades experimentais das amostras foram calculadas pela Equação 4 e as incertezas propagadas.

$$\rho = \frac{m}{v} \quad (\text{Equação 4})$$

4.8.4 Estudo da transmissão do PLA e ABS para diferentes percentuais de preenchimento (infill)

Usando a técnica de impressão 3D FFF, diminuir as configurações de porcentagem de preenchimento reduz o preenchimento de material nos objetos impressos e, conseqüentemente, cria uma considerável malha de ar dentro deles. Ao utilizar esta tecnologia para desenvolvimento de simuladores, é importante conhecer as conseqüências desta malha de ar em relação à atenuação das peças impressas. Neste estudo foram impressas placas-teste de PLA e ABS de $80 \times 80 \times 5 \text{ mm}^3$, variando a porcentagem de preenchimento (*infill*) entre 50% e 100% (Figura 10). Medições de transmissão de raios-X e gama de ^{137}Cs foram realizadas para determinar o comportamento da atenuação dos materiais impressos em relação às peças com 100% de *infill*.

Figura 10 – Opções de *infill* simulados no ideaMAKER software para impressão utilizando orientação +45°/-45°. (a) 100% *infill* (b) 95% *infill* (c) 80% *infill* (d) 50% *infill*

Fonte: autor da tese

4.8.5 Estudo de equilíbrio eletrônico para PLA e ABS

A utilização de impressão 3D e materiais comercialmente disponíveis em aplicações dosimétricas pode ser viabilizada para diferentes métodos de medição de radiação. Nesse sentido, verificou-se a possibilidade de desenvolvimento de dispositivos que auxiliem rotinas de laboratórios e hospitais que utilizam de dosimetria TL/OSL. Para este estudo foi utilizado um irradiador gama ^{137}Cs de geometria 4π (atividade de 37.925 GBq em abril de 2014) do LCI/IPEN.

Um sistema de dosimetria comercial OSL Landauer microStar ii do laboratório SAPRA Landauer (São Carlos, SP - Brasil) e dosímetros nanoDot foram utilizados. O leitor OSL foi comissionado usando um conjunto de calibração irradiado com dosímetros rastreáveis ao NIST ^{137}Cs fornecidos pela própria Landauer. Os fatores de calibração para feixe "fraco" e "forte" do estímulo OSL foram obtidos e a repetibilidade da leitura avaliada. Os resultados desse comissionamento estão no ANEXO 1.

As condições de equilíbrio eletrônico oferecidas pelos materiais de impressão 3D foram comparadas com PMMA. Para tanto, as amostras foram irradiadas com dose absorvida de $(10,00 \pm 0,28)$ mGy à 60 cm de distância da fonte de ^{137}Cs , conforme mostrado na Figura 11. Para cada irradiação 3 nanoDots foram posicionados entre placas de PLA e ABS, variando a espessura de 'entrada' do feixe em 2,5, 3,0 e 5,0 mm (Figura 12). Para retroespalhamento foram utilizadas placas fixas de 5,0 mm.

Em condições de referência, 3 nanoDots também foram irradiados dentro de duas placas de PMMA de 3,0 mm de espessura e os resultados da dosimetria comparados com os obtidos para as diferentes espessuras das placas de PLA e ABS impressos.

Figura 11 – Arranjo experimental no irradiador de ^{137}Cs 4 π

Fonte: autor da tese

Figura 12 – Figura esquemática da variação das espessuras de material impresso em 3D na “janela” de entrada do feixe

Fonte: autor da tese

4.8.6 Estudo de caracterização dos filamentos XCT desenvolvidos no IPEN

Conhecendo a grande versatilidade encontrada na técnica de impressão 3D FFF e as várias possibilidades de desenvolvimento de simuladores realísticos, tanto em fidelidade anatômica, quanto em tecido equivalência, não haviam disponíveis filamentos com propriedades que fossem equivalentes a tecido ósseo [34].

Para tanto, Savi e colaboradores [35] desenvolveram os filamentos de ABS acrescidos com BaSO₄ em diferentes concentrações (XCT-A, XCT-B e XCT-C) para suprir esta necessidade. Para sua complementação de viabilidade para ser utilizado no simulador deste estudo, foram realizadas as medições de atenuação descritas na seção 3.7.1 deste documento para os três tipos de filamentos desenvolvidos, a fim de eleger o mais apropriado para o simulador de pescoço-tireoide.

4.8.7 Construção 3D do simulador antropomórfico

A obtenção do arquivo .STL nesse trabalho deu-se de uma metodologia diferente da descrita na literatura (seção 3.4.1). Como referência anatômica para modelagem do novo simulador antropomórfico, foi escolhido o simulador de cabeça e pescoço ATOM 711 da marca CIRS (Figura 13), que obedece às dimensões de homem-padrão dos formalismos internacionais [9,10]. O simulador ATOM 711 foi

desenvolvido principalmente para determinar as configurações ideais de um sistema de aquisição de imagens por raios-X, comissionar novos equipamentos, monitorar o desempenho do sistema e treinamento para procedimentos. A fabricante não especifica a composição dos materiais de sua construção; descreve apenas que ele é feito de resinas epóxi que imitam as propriedades de atenuação de raios-X do tecido humano para as faixas de energia de CT e terapia (50keV-25MeV) [62].

A partir de uma tomografia computadorizada (CT) deste simulador, disponibilizada pelo acervo do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina – IFSC, obteve-se o modelo tridimensional a ser utilizado para impressão 3D utilizando o software de segmentação *3D Slicer*. Para PLA as principais configurações de impressão utilizadas foram: 2 linhas contínuas externas e 100% de preenchimento retilíneo com orientação $+45^{\circ}/-45^{\circ}$. Para ABS XCT-A também foi configurado 2 linhas contínuas externas (osso cortical), e 45% de infill (osso trabecular) [35].

Figura 13 – Simulador de cabeça e pescoço CIRS, modelo ATOM 711, utilizado como referência para modelagem 3D do novo simulador de pescoço-tireoide deste estudo

Fonte: <https://www.cirsinc.com/products/diagnostic-ct/atom-max-dental-diagnostic-head-phantom/>

Por motivos operacionais (alimentação de insumos na impressora, monitoração de funcionamento e energia elétrica), o simulador foi segmentado em partes para ser impresso. Cada um dos segmentos possuindo cerca de 2,0 cm de altura e cada peça

com tempo estimado médio de impressão de 22 horas. Nessa etapa, também foi segmentado um “cubo dosimétrico” ocupando a região cerebral do simulador, a fim de aplicações multidisciplinares em outros projetos de pesquisa do instituto. A tireoide foi projetada como sendo um acessório a parte do pescoço, removível.

4.8.8 Estudo preliminar de imobilização de fontes radioativas aplicada na impressão 3D

Algumas aplicações dosimétricas e de proteção radiológica exigem a utilização de simuladores – fonte radioativas para a calibração dos equipamentos. No caso da contaminação interna de tireoide, ou de exames de aquisição em medicina nuclear, o objeto-fonte radioativa pode ser a própria tireoide. Nesse sentido, é necessário viabilizar uma técnica que mantenha o material radioativo apenas na região de interesse sem que ocorram vazamentos ou contaminações externas. O Centro de Tecnologia das Radiações (CTR-IPEN) desenvolve fontes seladas referência imobilizando os isótopos radioativos em resina epóxi (Figura 14) [34], e essa técnica pode ser adequada para imobilização de fontes dentro das peças impressas em 3D.

Figura 14 – Resina epóxi 2004 transparente de baixa viscosidade e respectivo endurecedor 3154

Fonte: autor da tese

Nesta etapa do estudo, o objetivo principal é determinar uma metodologia que incorporação de material radioativo no interior das estruturas impressas em 3D com imobilização em resina epóxi. Acessórios de tireoide integrantes do simulador foram impressos e a estabilidade da resina epóxi de baixa viscosidade dentro da estrutura foi analisada em duas situações: peça impressa com e sem impermeabilizante.

4.8.9 Caracterização do simulador impresso em 3D por Tomografia Computadorizada (CT)

A validação de usabilidade do objeto simulador foi realizada por meio da análise de imagens de uma aquisição de tomografia computadorizada. Nessa metodologia, os testes são estruturados sobre os números de Unidade de Hounsfield (*Hounsfield Units* - *HU*, no inglês, também chamados de números de CT), comparando os resultados obtidos entre o simulador ATOM CIRS 711 e o impresso em 3D. A escala Hounsfield está relacionada à obtenção de imagens com raios-X e transforma os diferentes tons de cinza, adquiridos no imageamento com raios-X, em valores numéricos inerentes as propriedades de atenuação dos materiais.

Um procedimento preliminar, antes de qualquer estudo em um determinado equipamento, é a verificação de suas condições de funcionamento dentro dos requisitos regulamentados para sua utilização [63, 64]. Essa avaliação é normalmente realizada a partir de testes de controle de qualidade no equipamento avaliado. Entre os testes realizados definidos e especificados pela regulamentação [63, 64], podemos destacar os mais incisivos na determinação da qualidade da imagem: ruído, exatidão e uniformidade dos números de CT.

As imagens tomográficas foram adquiridas no tomógrafo *Phillips*, modelo *Brilliance Big Bore Radiology* do Instituto do Câncer do Estado de São Paulo – ICESP (Figura 15). Para o controle de qualidade preliminar, foi utilizado um simulador-padrão cilíndrico de PMMA (16 cm de diâmetro, 15,5 cm de profundidade) do LCI-IPEN. As imagens foram adquiridas utilizando protocolo de aquisição de crânio (Tabela 3).

Figura 15 – Tomógrafo Phillips *Brilliance Big Bore Radiology* e objetos simuladores do estudo. (a) Objetos simuladores posicionados na mesa de exames (b) Detalhe nos objetos simuladores

Fonte: autor da tese

Tabela 3 – Protocolo técnico de imageamento utilizado

Tensão (kVp)	Corrente no tubo (mA)	Espessura de corte (mm)	Tempo (s)	Produto Corrente-tempo (mAs)
120	50	2,0	5,2	260

Fonte: autor da tese

Após aquisição das imagens, o arquivo DICOM foi analisado utilizando o software *Weasis* v3.7.0. Medições de ruído, exatidão e uniformidade dos números de CT para PMMA e para o Ar, semelhantes ao procedimento da legislação vigente, foram realizadas [63,64]. Tanto para as medições no ar, quanto no PMMA, foram utilizadas as propriedades dos ROI (*region of interest*, no inglês – região de interesse) nas posições de medição descritas na Figura 16.

Figura 16 – Posições de medição para os testes de qualidade de imagem do tomógrafo *Phillips Brilliance Big Bore Radiology*

Fonte: autor da tese.

O objeto simulador de pescoço impresso em 3D e dois acessórios de tireoide preenchidos com resina epóxi foram imageados utilizando o mesmo protocolo da Tabela 3 (Figura 15). Utilizando as ferramentas de medição (ROI e régua) do software *Weasis* v3.7.0. foi possível realizar:

- Análise da construção do tecido mole com PLA;
- Análise da construção dos tecidos ósseos com ABS XCT-A;
- Análise da construção do acessório de tireoide com resina epóxi;
- Análise do espaçamento do encaixe das peças impressas;
- Análise dos artefatos na imagem pela técnica FFF.

V Resultados e Discussões

V RESULTADOS E DISCUSSÕES

5.1 Impressão de placas-teste de atenuação

A Figura 17 mostra algumas das placas-teste impressas para realização dos estudos de atenuação, bem como as placas de PMMA para as medições de referência.

Figura 17 – PMMA (a) utilizado em todas as medições de referência, PLA (b) e ABS (c) impressos utilizados para as medições de atenuação

Fonte: autor da tese

5.2 Determinação da densidade dos materiais

Na Tabela 4 estão detalhados os resultados experimentais das densidades dos materiais de impressão 3D, bem como as diferenças entre o medido e o fornecido pelo fabricante. É possível prever que as diferenças encontradas se devem pelas características da técnica de impressão 3D por FFF e a pequena malha de ar que se forma no interior das peças. Para os filamentos XCT desenvolvidos no IPEN, estão apresentados apenas os resultados experimentais, que farão parte da especificação do produto para comercialização.

Tabela 4 – Valores de densidades obtidos para os materiais de impressão 3D utilizados no desenvolvimento deste trabalho

PLA nominal (g.cm ⁻³)	ABS nominal (g.cm ⁻³)	PLA medido (g.cm ⁻³)	ABS medido (g.cm ⁻³)	R* PLA	R* ABS
1,24	1,05	1,224(1)	0,911(1)	0,987	0,867
XCT-A (g.cm ⁻³)	XCT-B (g.cm ⁻³)		XCT-C (g.cm ⁻³)		
1,096(1)	1,123(1)		1,168(1)		

*R = razão entre os valores nominais e os valores medidos

Fonte: autor da tese

Vale ressaltar que, as diferenças de densidade entre os filamentos XCT está na concentração de BaSO₄ em sua composição, alterando significativamente suas propriedades quando comparados com ABS puro.

5.3 Medições de atenuação dos materiais de impressão

5.3.1 Estudo da transmissão de feixes de raios-X para PLA e ABS

Para este estudo foram determinadas as transmitâncias de feixes de raios-X nas qualidades estabelecidas no LCI-IPEN, como anteriormente descrito. A Figura 18 e a Tabela 5 mostram os resultados experimentais obtidos para as placas teste de PLA, ABS e as placas de referência em PMMA.

Figura 18 – Dados de transmissão obtidos com PMMA e placas-teste de PLA e ABS 100% preenchidas para os feixes padrão. As barras de erro, visíveis quando maiores do que os pontos, representam a incerteza padrão de três medições

Fonte: autor da tese

Tabela 5 – Coeficientes de atenuação lineares obtidos experimentalmente neste estudo

Qualidade (Raios-X)	μ PMMA (cm ⁻¹)	μ PLA (cm ⁻¹)	μ ABS (cm ⁻¹)
RQR2-M	1,13(3)	1,10(5)	0,67(1)
RQR4-M	1,08(5)	1,04(6)	0,65(1)
RQR3	0,47(3)	0,43(3)	0,30(3)
RQR5	0,42(3)	0,38(6)	0,28(3)
RQR8	0,37(4)	0,33(5)	0,25(2)
RQR10	0,31(4)	0,28(3)	0,21(3)

Fonte: autor da tese

Para facilitar a comparação, na Figura 19 está apresentada a concordância dentre os coeficientes de atenuação lineares obtidos.

Figura 19 – Coeficientes de atenuação lineares obtidos para feixes de raios-X

Fonte: autor da tese.

Comparando os coeficientes obtidos é possível observar as diferenças no comportamento da transmissão dos materiais às diferentes qualidades de radiação. Isso é consequência das diferentes energias dos feixes de raios-X estudados, caracterizando uma dependência energética de atenuação. A Figura 20 mostra a dependência energética do comportamento da atenuação dos materiais em relação à RQR 10, por se tratar do feixe com maior energia média.

Figura 20 – Comportamento de dependência energética de atenuação de materiais. No eixo X, os valores de energia para os resultados experimentais são as energias médias do feixe apresentadas na Tabela 2.

Fonte: autor da tese

Os resultados experimentais obtidos para PMMA, PLA e ABS podem ser comparados com dados teóricos disponíveis na base de dados do NIST em termos de atenuação total de massa. A Tabela 6 apresenta os valores de coeficientes de atenuação mássica calculados utilizando a Equação 3 com os valores experimentais encontrados. A comparação com os dados teóricos de atenuação para músculo, PMMA e tecido mole presentes no ICRU 44 e NIST [23,61] é apresentada na Figura 21.

Tabela 6 – Coeficientes de atenuação de massa obtidos

Qualidade (Raios-X)	PMMA cm ² /g	PLA cm ² /g	ABS cm ² /g
RQR2-M	1,04(2)	1,36(2)	0,84(1)
RQR4-M	1,01(3)	1,29(1)	0,83(2)
RQR3	0,40(2)	0,38(3)	0,33(1)
RQR5	0,35(1)	0,34(2)	0,31(2)
RQR8	0,31(1)	0,29(1)	0,27(2)
RQR10	0,26(2)	0,25(1)	0,23(2)

Fonte: autor da tese

Figura 21 – Atenuação total de massa experimental para PMMA, PLA e ABS em comparação com dados teóricos de Músculo, PMMA e Tecido Mole. No eixo x, os valores de energia para os resultados experimentais são as energias médias do feixe apresentadas na Tabela 2.

Fonte: autor da tese

Analisando os resultados experimentais da transmissão obtidos nessa fase do estudo pode-se observar que os feixes de raios-X são ligeiramente mais atenuados com PLA do que com PMMA, principalmente para as qualidades de mamografia. As atenuações

experimentais de PLA e PMMA são os que mais se aproximam dos valores teóricos de músculo e tecido mole. Vale ressaltar que a comparação dos resultados teóricos e experimentais é também orientativa, já que a simulação teórica considera feixes de fótons monoenergéticos, e as medições foram realizadas em feixes de raios-X filtrados. A utilização do PMMA como material de referência, nesse caso, é fundamental para a validação comparativa das experimentações.

5.3.2 Estudo da transmissão da radiação gama de ^{137}Cs para PLA e ABS

Utilizando a metodologia descrita na secção 4.8.2 e o irradiador gama de ^{137}Cs do LCI/IPEN, a caracterização de atenuação do PLA e ABS foi estudada. A Figura 22 mostra os resultados de transmissão linear dos materiais e a Figura 23 mostra a comparação entre os coeficientes de atenuação lineares obtidos.

Figura 22 – Resultados experimentais de atenuação para PMMA PLA e ABS com radiação gama de ^{137}Cs

Fonte: autor da tese

Figura 23 – Comparação entre os coeficientes de atenuação linear obtidos para PMMA e os materiais impressos em 3D em feixe de radiação gama de ^{137}Cs

Fonte: autor da tese

Analisando os resultados é possível observar que o comportamento da atenuação dos materiais se aproxima mais uns dos outros devido ao fato da energia do feixe utilizado ser mais alta, com prevalência de interações por espalhamento Compton. É possível observar também a grande concordância entre os resultados do PLA em relação ao PMMA, indicando equivalência entre os materiais para essa faixa energética.

5.3.3 Estudo da transmissão do PLA e ABS para diferentes percentuais de preenchimento (*infill*)

Foram realizadas medições de transmissão de placas com porcentagens de preenchimento a partir de 50 % e comparadas com 100 % de preenchimento e os resultados estão apresentados nas Figuras 24 e 25 para os feixes de raios-X e gama descritos na Tabela 2, respectivamente. Observa-se que a intensidade dos feixes transmitidos aumenta à medida que a porcentagem de preenchimento diminui como consequência de mais ar e menos material. Vale o destaque para os resultados obtidos com ABS que, para raios-X esse aumento de transmissão apresentou comportamento

polinomial de grau dois e, em raios gama de ^{137}Cs , esse aumento de transmissão se manteve estatisticamente pouco significativo.

Figura 24 – Comportamento de transmissão para simuladores impressos em PLA e ABS com diferentes porcentagens de preenchimento (relativo a 100% de *infill*) irradiados com raios-X

Fonte: autor da tese

Figura 25 – Comportamento de transmissão para simuladores impressos em PLA e ABS com diferentes porcentagens de preenchimento (relativo a 100% de *infill*) irradiados com radiação gama de ^{137}Cs

Fonte: autor da tese

Como esperado, os resultados mostram que quanto menos material absorvente estiver presente, mais feixe é transmitido. Variando de 100 % a 50 % de preenchimento, os simuladores de PLA apresentaram até ~ 16 % menos atenuação e uma função linear pode ser ajustada nos dados experimentais para feixes de raios-X. ABS apresentou comportamento polinomial de segundo grau para as mesmas condições, mas com depleção de atenuação menos significativa, com diferenças na ordem de 2,5 % entre 50 e 100 % de preenchimento. Essas diferenças diminuem para feixes mais energéticos com ^{137}Cs .

5.3.4 Estudo do equilíbrio eletrônico para PLA e ABS

Dosímetros OSL nanoDot entre as placas impressas em 3D foram irradiados e a concordância entre as doses absorvidas com as diferentes espessuras das placas simuladas 3D foram avaliadas. Cada nanoDot foi lido 5 vezes. Os dados apresentados são a média dos resultados dos três dosímetros, e as barras de erro são o desvio padrão experimental. Os cálculos de interpretação do sinal OSL para dose foram realizados com o leitor OSL microStar ii comissionado e a análise de dados realizada com o software Origin PRO 9.1. Os resultados relativos ao PMMA são apresentados na Figura 26.

Figura 26 – Concordância entre a dose prescrita de irradiação e a dose absorvida medida para PMMA, PLA e ABS

Fonte: autor da tese

Por meio da análise dos resultados experimentais obtidos pode-se observar que para as placas impressas com PLA e ABS os valores de dose absorvida medidos com as três espessuras estão dentro da incerteza da dose irradiada. Para os resultados de PLA, o valor médio da dose absorvida com 5 mm de espessura está fora da incerteza de irradiação. Considerando a precisão dos resultados experimentais, 3,0 mm de PLA e ABS podem ser considerados equivalentes aos 3,0mm PMMA usados na medição de referência, com diferenças entre os valores médios de dose absorvida de 0,4 % e desvios-padrão abaixo de 2,0 %.

Os dados experimentais mostram a possibilidade de alcançar condições de equilíbrio eletrônico com as mesmas especificações de espessura para PLA e ABS, possibilitando a substituição do PMMA em diversas aplicações dosimétricas. Esses resultados corroboram para a possibilidade de uso interdisciplinar do simulador; dosimetria e controle de qualidade utilizando dosimetria TL/OSL.

5.3.5 Estudo de caracterização dos filamentos XCT desenvolvidos no IPEN

Seguindo a mesma metodologia de caracterização de atenuação dos outros materiais impressos, a seguir são apresentados os resultados de transmissão de radiação (Figura 27), coeficientes de atenuação linear (Tabela 7) e intercomparação

das atenuações totais de massa com dados teóricos (Figura 28) para os filamentos radiopacos XCT-A, XCT-B e XCT-C desenvolvidos no IPEN.

Figura 27 – Transmitância dos materiais de impressão 3D desenvolvidos para as qualidades de raios-X diagnóstico

Fonte: autor da tese

Tabela 7 – Coeficientes de atenuação linear obtidos experimentalmente neste estudo

Qualidade (Raios-X)	XCT-A μ (cm ⁻¹)	XCT-B μ (cm ⁻¹)	XCT-C μ (cm ⁻¹)
RQR 3	1,17(3)	1,55(3)	1,7(1)
RQR 5	1,05(2)	1,40(2)	1,6(1)
RQR 8	0,88(2)	1,16(3)	1,31(7)
RQR 10	0,72(3)	0,89(4)	1,05(2)
RQT8	0,67(2)	0,87(4)	0,97(3)
RQT9	0,58(1)	0,76(3)	0,86(2)
RQT10	0,49(1)	0,64(4)	0,71(2)

Fonte: autor da tese

Figura 28 – Comparação entre os dados teóricos e experimentais dos coeficientes de atenuação mássico para os filamentos radiopacos. A título de comparação, também estão apresentados os dados experimentais nas mesmas qualidades de feixe para ABS puro, anteriormente mostrados na Figura 19. No eixo x, os valores de energia para os resultados experimentais são as energias médias do feixe apresentadas na Tabela 2.

Fonte: autor da tese

A partir da análise dos resultados apresentados é possível observar, que a adição de BaSO₄ na matriz de ABS nos filamentos aumentou consideravelmente as propriedades de atenuação do material, possibilitando a mimetização de ossos corticais, que são os mais densos e radiopacos. O filamento XCT-A, mesmo possuindo a menor concentração do aditivo, já possui atenuação suficientemente alta para ser utilizado para impressão de peças mimetizando osso cortical. Desse modo, definiu-se que esta seria a opção com melhor custo-benefício para seguir em frente no desenvolvimento do simulador de pescoço-tireoide.

5.4 Construção 3D do simulador antropomórfico

Utilizando o software *3DSlicer* e uma tomografia computadorizada do simulador CIRS 711, similar a um sistema de planejamento radioterápico, as estruturas foram desenhadas corte a corte, resultando no modelo 3D demonstrado na Figura 20. Em seguida, tanto o acessório de tireoide quanto o cubo dosimétrico de crânio foram desenhados (Figura 29). Para facilitar a logística de impressão, o desenho 3D do simulador foi seccionado em fatias de 20mm de altura (Figura 30).

Figura 29 – Construção do simulador utilizando o software 3DSlicer

Fonte: autor da tese

Figura 30 – Estruturação dos acessórios de tireoide, cubo dosimétrico de crânio e segmentação do simulador para impressão

Fonte: autor da tese

5.5 Impressão do simulador

Após todas as análises de atenuação realizadas constatou-se que, para o objeto simulador deste trabalho, os melhores filamentos de impressão 3D a serem utilizados seriam PLA para equivalência com PMMA/tecido mole, e ABS radiopaco XCT-A desenvolvido no IPEN para equivalência óssea. As “fatias” construídas em 3D então foram programadas para impressão utilizando o software *Simplify3D*. A Figura 31 mostra um exemplo de arquivo de impressão gerado e a Figura 32 mostra as peças que compõe o pescoço e o acessório de tireoide já impressos. Vale lembrar que o modelo de impressora utilizado possui dois extrusores, o que possibilita utilização de diferentes materiais na mesma peça.

Figura 31 – Arquivo de impressão gerado no software Simplify3D

Fonte: autor da tese

Figura 32 – O pescoço e o acessório de tireoide impressos

Fonte: autor da tese

5.6 Estudo preliminar de imobilização de fonte aplicada na impressão 3D

Após introduzir a resina epóxi no interior dos acessórios de tireoide, o comportamento do material foi analisado. É possível constatar por inspeção visual:

- A resina pode ser facilmente utilizada para esta aplicação;

- Não houve reações químicas entre a resina e o PLA que causassem mudanças na morfologia da peça impressa;
- Como esperado, será necessário alcançar impermeabilização das peças impressas para que não haja vazamentos da resina (para que diminuam os riscos de contaminação quando aplicada a resina com radioisótopos).

A Figura 33 mostra o resultado da inspeção visual. No acessório impresso sem impermeabilizante ocorreu vazamento de aproximadamente 1,0 ml da resina (Figura 33A); já na peça com três demãos de impermeabilizante aplicado externamente, o vazamento foi controlado, havendo apenas a formação de uma bolha de ar abaixo do orifício de aplicação (Figura 33B).

Figura 33 – Teste de introdução da resina epóxi no interior do acessório de tireoide impresso em 3D. (A) Acessório sem camada externa de impermeabilizante, resultando em “bolha” dupla de ar interna devido ao vazamento da resina. (B) Acessório com tripla camada externa de impermeabilizante, resultando apenas em bolha de ar abaixo do orifício de aplicação

Fonte: autor da tese

5.7 Validação do simulador impresso em 3D por Tomografia Computadorizada (CT)

5.7.1 Teste preliminar da qualidade da imagem

Na Figura 34 e nas Tabelas 8 e 9 estão apresentados os resultados obtidos para análise de ruído, exatidão e homogeneidade dos números de CT realizados com

o simulador cilíndrico de PMMA. Os valores estão identificados de acordo com as posições de medição apresentados anteriormente na Figura 16 (secção 4.8.9).

Figura 34 – Imagem extraída do software *Weasis* v3.7.0 com os resultados da análise de ruído, exatidão e homogeneidade dos números de CT para o simulador cilíndrico de PMMA

Fonte: autor da tese.

Tabela 8 – Resultados obtidos para ruído e exatidão do número de CT no PMMA

Exatidão	
Valor nominal (HU)	120
Posição de medição	1
Valor médio (HU) experimental	119,1
Desvio padrão (DP)	4,0
Desvio em relação ao valor nominal (HU)	-0,9
Ruído (%)	0,45

Fonte: autor da tese

Tabela 9 – Resultados obtidos para homogeneidade do número de CT no PMMA

Posição	HU médio	DP	CV	Desvio*
1	119,1	4,0	3,4%	
2	119,0	4,8	4,0%	-0,1
3	119,7	4,9	4,1%	0,6
4	119,8	4,3	3,6%	0,7
5	119,3	3,9	3,3%	0,2
6	118,7	5,0	4,2%	-0,4
7	120,8	4,4	3,6%	1,7
8	120,8	4,9	4,1%	1,7
9	119,4	4,9	4,1%	0,3

* Desvio em relação a posição central (1)

Fonte: autor da tese

Os resultados mostram que, para as medições no PMMA, o tomógrafo apresentou valores de ruído de 0,45 %, exatidão de -0,9 HU e homogeneidade dentro de $\pm 1,7$ HU. Esses resultados são adequados conforme limites de aceitação de ruído entre $\pm 10\%$, exatidão de $\pm 5,0$ HU e homogeneidade de $\pm 2,0$ HU da legislação vigente [63,64].

Na Figura 35 e nas Tabelas 10 e 11 estão apresentados os resultados obtidos para análise de ruído, exatidão e homogeneidade dos números de CT realizados no ar. Os valores estão identificados de acordo com as posições de medição apresentados anteriormente na Figura 16 (seção 4.8.9).

Figura 35 – Imagem extraída do software *Weasis* v3.7.0 com os resultados da análise de ruído, exatidão e homogeneidade dos números de CT para o ar

Fonte: autor da tese

Tabela 10 – Resultados obtidos para ruído e exatidão do número de CT no ar

Exatidão	
Valor nominal (HU)	-1000
Posição de medição	1
Valor médio (HU) experimental	-995,5
Desvio padrão (DP)	1,3
Desvio em relação ao valor nominal (HU)	4,5
Ruído (%)	0,13

Fonte: autor da tese

Tabela 11 – Resultados obtidos para homogeneidade do número de CT no ar

Posição	HU médio	DP	CV	Desvio*
1	-995,5	1,3	0,1%	
2	-997,4	1,2	0,1%	-1,9
3	-997,0	5,0	0,5%	-1,5
4	-994,0	1,3	0,1%	1,5
5	-996,6	1,2	0,1%	-1,1
6	-995,0	1,0	0,1%	0,5
7	-995,2	4,4	0,4%	0,3
8	-996,7	4,9	0,5%	-1,2
9	-995,9	7,0	0,7%	-0,4

* Desvio em relação a posição central (1)

Fonte: autor da tese

Os resultados mostram que, para as medições no ar, o tomógrafo apresentou valores de ruído de 0,13 %, exatidão de -4,5 HU e homogeneidade dentro de $\pm 1,9$ HU. Esses resultados são adequados conforme limites de aceitação de ruído entre ± 10 %, exatidão de $\pm 5,0$ HU e homogeneidade de $\pm 2,0$ HU da legislação vigente [63,64]. A partir desses resultados, é possível seguir com a avaliação das imagens do objeto simulador impresso com a garantia da confiabilidade dos valores de número de CT obtidos para os diferentes materiais utilizados na construção do simulador (Figura 36).

Figura 36 – Imagem extraída do software *Weasis* v3.7.0 do objeto impresso em 3D a ser analisado

Fonte: autor da tese

5.7.2 Análise da construção do tecido mole com PLA

PLA foi escolhido como material para ser utilizado na impressão 3D das partes que simulam “tecido mole” devido a sua atenuação próxima ao PMMA estudada em análises anteriores. A Figura 37 e a Tabela 12 mostram os resultados dos números de CT obtidos utilizando o software *Weasis* v3.7.0. para o simulador CIRS 711, utilizado para modelagem 3D, e para o simulador impresso com PLA.

Figura 37 – Imagens extraídas do software *Weasis* v3.7.0. (a) apresentação dos números de CT obtidos de “partes moles” do simulador CIRS 711. (b) apresentação dos números de CT obtidos de “partes moles” do simulador impresso em 3D

Fonte: autor da tese

Tabela 12 – Números de CT resultantes da análise nos simuladores CIRS 711 e impresso em 3D para simulação de tecidos moles

Posição	CIRS 711		3D		R (3D/CIRS)*	
	D	E	D	E	D	E
Tecido mole (HU)	62,3	66,5	102,8	109,3		
DP	3,2	2,5	8,4	6,0	1,650	1,644
CV	5,1%	3,8%	8,2%	5,5%		
Tecido mole (HU)	66,5	66,5	110,2	110,9		
DP	3,4	3,4	4,7	5,7	1,657	1,668
CV	5,1%	5,0%	4,3%	5,1%		

* R (3D/CIRS) é a razão entre os valores de HU obtidos do simulador impresso e o simulador modelo.

Fonte: autor da tese

Analisando essas imagens pode-se observar que a construção do tecido mole CIRS possui número de CT variando em 65,5(18) HU, com coeficientes de variação entre 3,8% e 5,1%. Poucas informações sobre os materiais utilizados na construção desse simulador são informadas pela fabricante (vide secção 4.8.7). Com a informação disponível de que ele é construído em resina epóxi, esses valores de HU podem ser utilizados de referência.

A construção do tecido mole PLA possui número de CT variando em 108,3(32) HU, valor 65,5(9) % maior que no simulador CIRS; e com coeficientes de variação maiores, variando entre 4,3 % e 8,2 %. Durante os testes preliminares de qualidade da imagem, o valor de número de CT para PMMA variou em 119,7(7) HU. Sendo assim, o PLA apresentou atenuação próxima ao PMMA, concordando em ~90,5 %, resultado que corrobora com os estudos de atenuação dos materiais com os feixes padrão do LCI. Os coeficientes de variação mais altos para esse material são justificados pelas características intrínsecas da técnica de impressão FFF e valem a pena ser documentados.

5.7.3 Análise da construção dos tecidos ósseos com ABS XCT-A

ABS XCT-A desenvolvido pelo IPEN foi escolhido como material para ser utilizado na impressão 3D das partes que simulam “tecidos ósseos”. A Figura 38 e a Tabela 13 mostram os resultados dos números de CT obtidos utilizando o software *Weasis* v3.7.0. para o simulador CIRS 711, utilizado para modelagem 3D, e para o simulador impresso com ABS XCT-A.

Figura 38 – Imagens extraídas do software *Weasis* v3.7.0. (a) apresentação dos números de CT obtidos de “tecidos ósseos” do simulador CIRS 711. (b) apresentação dos números de CT obtidos de “tecidos ósseos” do simulador impresso em 3D

Fonte: autor da tese

Tabela 13 – Números de CT resultantes da análise nos simuladores CIRS 711 e impresso em 3D para simulação de tecidos ósseos

	CIRS 711		3D		R (3D/CIRS)*	
Posição	D	E	D	E	D	E
Osso Cortical (HU)	1013	1069,6	985,7	1100,4		
DP	63	140,1	221,3	54,8	0,973	1,029
CV	6,2 %	13,1%	22,5 %	5,0 %		
Osso Trabecular (HU)	391,1	330,6	340,4	321,1		
DP	33,3	5,4	125,5	236,0	0,870	0,971
CV	8,5 %	1,6 %	36,9 %	73,5 %		

* R (3D/CIRS) é a razão entre os valores de HU obtidos do simulador impresso e o simulador modelo.

Fonte: autor da tese

Analisando essas imagens pode-se observar que a construção do tecido ósseo CIRS possui número de CT variando em 1041(28) HU para ossos corticais, com coeficientes de variação entre 6,2 % e 13,1 %; e 360,9(30) HU para ossos trabeculares, com coeficientes de variação entre 1,6 % e 8,5 %.

A construção do tecido ósseo com ABS XCT-A possui número de CT variando em 1043(57) HU para ossos corticais, com coeficientes de variação entre 5,0 % e 22,5 %; e 330,8(96) HU para ossos trabeculares, com coeficientes de variação entre 36,9 % e 73,5 %. Vale ressaltar que o tecido ósseo é extremamente irregular e possui extensa faixa de diferentes propriedades de atenuação.

A comparação entre o simulador modelo e o simulador impresso, de acordo com esses resultados, concordam em ~96,1 %; e corroboram com os estudos de atenuação do ABS XTC-A desenvolvidos pelo IPEN [65]. Os valores de coeficientes de variação (CV) mais altos para ambos os simuladores evidenciam as variações de atenuação dos tecidos ósseos. Contudo, é possível observar que esses valores foram maiores no simulador impresso em 3D, justificadas pelas características intrínsecas da técnica de impressão FFF. A utilização de porcentagens de preenchimento mais altas que os 45 % utilizado na impressão podem reduzir esse efeito.

5.7.4 Análise da construção do acessório de tireoide com resina epóxi

A construção do acessório de tireoide foi realizada com PLA impresso, com o volume da tireoide preenchido com resina epóxi com o intuito de ser possível a imobilização de fontes radioativas para estudos de incorporação por contaminação ou para fins diagnósticos em medicina nuclear. A Figura 39 e a Tabela 14 mostram os resultados dos números de CT obtidos utilizando o software *Weasis* v3.7.0. para a resina epóxi no interior da tireoide impressa.

Figura 39 – Imagem extraída do software *Weasis* v3.7.0. com a apresentação dos números de CT obtidos para a resina epóxi incorporada no acessório de tireoide impresso em 3D

Fonte: autor da tese

Tabela 14 – Números de CT resultantes da análise da resina epóxi no acessório de tireoide impresso

Resina epóxi na Tireoide				
Posição	Esquerda	Central	Direita	Média
Resina (HU)	60,6	59,2	57,7	59,2
DP	1,9	2,6	3,4	1,5
CV	3,1 %	4,4 %	5,8 %	2,5 %

Fonte: autor da tese

Analisando a imagem pode-se observar que a resina epóxi incorporada no acessório de tireoide possui valores médios de número de CT que variam em 59,2(15) HU, com coeficientes de variação entre 2,5 % e 5,8 %. Esses resultados mostram grande homogeneidade do material no interior da peça impressa. Quando observamos os valores número de CT apresentados na simulação do tecido mole no simulador CIRS 711 (65,5(9) HU, especificado como resina epóxi pelo fabricante), os valores mensurados no acessório concordam em ~90,4 %.

Apesar de homogêneos os valores de números de CT da resina incorporada ao acessório, são observadas bolhas de ar de diferentes dimensões de acordo com a

metodologia de aplicação utilizada (sem e com aplicação de impermeabilizador). As Figuras 40 e 41 mostras a análise de dimensões da bolha de ar do acessório para esses casos respectivamente.

Figura 40 – Imagem extraída do software *Weasis* v3.7.0. com a apresentação das dimensões da bolha de ar do acessório sem impermeabilizador

Fonte: autor da tese

Figura 41 – Imagem extraída do software *Weasis* v3.7.0. com a apresentação das dimensões da bolha de ar do acessório com impermeabilizador

Fonte: autor da tese

Analisando as imagens pode-se observar que, como observado na inspeção visual das peças, a resina epóxi incorporada no acessório com impermeabilizador apresentou pequena bolha de ar unilateral de aproximadamente $\sim 5 \times 8 \times 11 \text{ mm}^3$. Já a peça sem, apresentou bolhas em ambos os topos da tireoide, com a maior das bolhas com dimensões aproximadas de $\sim 14 \times 17 \times 10 \text{ mm}^3$. Fato que consolida a necessidade e importância da impermeabilização dessa peça, já que a resina incorporada pode conter material radioativo para aplicações específicas.

Outra característica do acessório de tireoide impresso é uma alteração de número de CT para o PLA nas regiões periféricas à tireoide. A Figura 42 e a Tabela 15 mostram esses dados.

Figura 42 – Imagem extraída do software *Weasis* v3.7.0. com a apresentação dos números de CT obtidos para PLA no acessório de tireoide

Fonte: autor da tese

Tabela 15 – Números de CT resultantes da análise do PLA impresso no acessório de tireoide

PLA no acessório de tireoide					
Posição	1	2	3	4	Média
HU	21,9	17,9	19,4	20,6	20,0
DP	3,8	3,9	3,3	2,6	1,7
CV	17,4 %	21,8 %	17,0 %	12,6 %	8,6 %

Fonte: autor da tese

Analisando a imagem pode-se notar uma baixa levemente mais radiolúcida na região que circunda a geometria da tireoide. Essa característica altera o número de CT médio do PLA impresso, passando para 20,0(17) HU. O coeficiente de variação desses valores analisados variou entre 8,6 % e 21,8 %. Essa alteração pode ser justificada pela velocidade de impressão ter sido configurada constante ao programar a impressão FFF.

Em peças com detalhe, a alta velocidade pode ter alterado a taxa de deposição do PLA na peça, resultando essa diminuição nos valores de número de CT. Esse fato não inviabiliza o uso da peça, já que esses valores de CT simulam tecidos moles superficiais do corpo, como pele e gordura [66].

5.7.5 Análise do espaçamento do encaixe das peças impressas

Na metodologia de impressão aplicada para o desenvolvimento desse simulador, por questões logísticas, foi necessário que peças de aproximadamente 2,0 cm de altura fossem segmentadas e, posteriormente, encaixadas para dar origem a peça final. Nesse sentido, uma característica resultante foi a presença de espaços entre as peças. A Figura 43 mostra os resultados de investigação para quantificar esses espaçamentos.

Pela análise realizada constatou-se que as peças, em média, apresentam 1,3 mm de espaçamento entre si, quando encaixadas. Valores maiores de 2,2 mm e 3,5 mm foram encontrados no encaixe posterior do acessório de tireoide e no posterior do pescoço. Esse último valor foi resultante de um leve entorte durante a impressão.

Figura 43 – Imagem extraída do software *Weasis* v3.7.0. com a apresentação dos espaçamentos de encaixe entre as peças do simulador. (a) corte coronal (b) corte sagital

Fonte: autor da tese

Vale documentar que, uma consequência desses pequenos espaçamentos entre as peças é que eles podem ocasionar “desencontros” de imagem entre cortes de uma tomografia computadorizada. A Figura 44 exemplifica esse fenômeno, causando leve descontinuidades entre as imagens em cortes subsequentes. Lembrando que, seguindo o protocolo da Tabela 3 (seção 4.8.9), foi utilizado 2,0 mm de espessura de corte.

Figura 44 – Imagem extraída do software *Weasis* v3.7.0. exemplificando uma consequência dos espaçamentos de encaixe para com o imageamento do simulador por tomografia computadorizada. (a) localização 319 mm (b) localização 321 mm

Fonte: autor da tese

5.7.6 Análise dos artefatos na imagem pela técnica FFF

Quando analisando as imagens do simulador impresso em 3D pela técnica FFF alguns artefatos podem ser encontrados, inerentes às características e dificuldades operacionais. O artefato mais evidente encontrado na análise das imagens foi a visualização do padrão de impressão (linhas com orientação $+45^{\circ}/-45^{\circ}$). Outro artefato identificado foi a identificação de falhas de extrusão no objeto, com imageamento mais radiolúcido em determinadas áreas onde ocorreu falta de deposição de material. A Figura 45 mostra ambos os artefatos identificados.

Figura 45 – Imagem extraída do software *Weasis* v3.7.0. exemplificando uma consequência dos espaçamentos de encaixe para com o imageamento do simulador por tomografia computadorizada. (a) visualização das linhas de impressão (b) visualização de falha de extrusão na impressão na parte posterior à vertebra

Fonte: autor da tese

VI Conclusões

VI CONCLUSÕES

Após análise de todos os resultados, pode ser concluído que:

- Para diferentes feixes de fótons, pode ser constatado que o PLA é um excelente substituto para o PMMA e foi o material escolhido para mimetizar tecidos musculares/moles no simulador de pescoço-tireoide;
- As diferentes configurações de impressão quanto a percentual de preenchimento das peças podem ser exploradas para atingir atenuações diferentes nos materiais;
- Os dados experimentais mostram a possibilidade de alcançar condições de equilíbrio eletrônico com as mesmas especificações de espessura para PLA e ABS, possibilitando a substituição do PMMA em diversas aplicações dosimétricas;
- Os filamentos de ABS aditivados com BaSO_4 desenvolvidos no IPEN possuem propriedades de atenuação aumentadas significativamente em relação ao ABS puro, PLA e PMMA e são equivalentes aos tecidos ósseos nos feixes estudados. Diferentes tecidos ósseos podem ser simulados com uso de diferentes percentuais de *infill*;
- A utilização de impermeabilizante é fundamental para a viabilização da técnica de imobilização de fontes radioativas com resina epóxi para acessórios ou simuladores impressos em 3D;
- A análise das imagens obtidas do simulador com tomografia mostra que, as características intrínsecas da técnica de impressão 3D por FFF e da metodologia utilizada, causam efeitos de encaixe e no imageamento. Mas

nenhuma dessas consequências são prejudiciais para uso do simulador, principalmente em aplicações de proteção radiológica e medicina nuclear;

- A metodologia de modelagem do simulador 3D deste estudo abre possibilidades de uso de imagens tomográficas de quaisquer objetos, ou até mesmo pacientes, para realização de prototipagem 3D de simuladores cada vez mais específicos e customizados.
- O simulador desenvolvido apresenta todas as características desejáveis para aplicações em proteção radiológica, dosimetria utilizando detectores TL/OSL, medições de radioisótopos incorporados na tireoide (tanto contadores de contaminação, quanto detectores de medicina nuclear) e treinamento de técnicas de aquisição de imagens por raios-X. Constitui uma alternativa viável de simulador equivalente a tecido; e de baixo custo, se comparado com os simuladores importados.

Referências Bibliográficas

Referências Bibliográficas

-
- ¹ TREVERT, E. (1896). *Something about X Rays for everybody*. Lynn: Bubier Publishing.
- ² DEWERD, L. A. **The phantoms of medical and health physics**. Berlin: Springer, 2014.
- ³ WANG, K.; HO, C. C.; ZHANG, C. and WANG, B. A review on the 3D printing of functional structures for medical phantoms and regenerated tissue and organ applications. **Engineering**, v. 3, n. 5, p. 653-662, 2017.
- ⁴ FILIPPOU, V.; TSOUMPAS, C. Recent advances on the development of phantoms using 3D printing for imaging with CT, MRI, PET, SPECT, and ultrasound. **Medical physics**, v. 45, n. 9, p. e740-e760, 2018.
- ⁵ VENEZIANI, G. R.; CORREA, E. L.; POTIENS, M. P. A. and CAMPOS, L. L. Attenuation coefficient determination of printed ABS and PLA samples in diagnostic radiology standard beams. In: **Journal of Physics: Conference Series**. IOP Publishing, 2016. p. 012088.
- ⁶ SANTOS, J. C.; ALMEIDA, C. D.; IWAHARA, A. and PEIXOTO, J. E. Characterization and applicability of low-density materials for making 3D physical anthropomorphic breast phantoms. **Radiation Physics and Chemistry**, p. 108361, 2019.
- ⁷ OGDEN, K. M.; MORABITO, K. E.; DEPEW, P. K. 3D printed testing aids for radiographic quality control. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v. 20, n. 5, p. 127-134, 2019.
- ⁸ ARCONADA-ALVAREZ, S. J.; LEMASTER, J. E; WANG, J. and JOKERST, J. V. The development and characterization of a novel yet simple 3D printed tool to facilitate phantom imaging of photoacoustic contrast agents. **Photoacoustics**, v. 5, p. 17-24, 2017.
- ⁹ HAMEDANI, B. A.; MELVIN, A.; VAHEESAN, K.; GADANI, S.; PEREIRA, K. and HALL, A. F. Three-dimensional printing CT-derived objects with controllable radiopacity. **Journal of applied clinical medical physics**, v. 19, n. 2, p. 317-328, 2018.
- ¹⁰ DIAMANTOPOULOS, S.; KANTEMIRIS, I.; PATATOUKAS, G.; DILVOI, M.; EFSTATHOPOULOS, E.; KOULOULIAS, V. and PLATONI, K. Theoretical and experimental determination of scaling factors in electron dosimetry for 3D-printed polylactic acid. **Medical physics**, v. 45, n. 4, p. 1708-1714, 2018.
- ¹¹ FERADOV, F.; MARINOV, S. and BLIZNAKOVA, K. Physical breast phantom dedicated for mammography studies. In: **Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing**. Springer, Cham, 2019. p. 344-352.

-
- ¹² DASKALOV, S.; OKKALIDIS, N.; BOONE, J. M.; MARINOV, S.; BLIZNAKOV, Z.; METTIVIER, G.; ... and BLIZNAKOVA, K. Anthropomorphic Physical Breast Phantom Based on Patient Breast CT Data: Preliminary Results. In: **Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing**. Springer, Cham, 2019. p. 367-374.
- ¹³ ESPOSITO, G.; METTIVIER, G.; BLIZNAKOVA, K.; BLIZNAKOV, Z.; BOSMANS, H.; BRAVIN, A.; ... and RUSSO, P. Investigation of the refractive index decrement of 3D printing materials for manufacturing breast phantoms for phase contrast imaging. **Physics in Medicine & Biology**, v. 64, n. 7, p. 075008, 2019.
- ¹⁴ OKKALIDIS, N.; CHRYSOULA C. and OKKALIDES, D. "Assessment of 11 Available Materials With Custom Three-Dimensional-Printing Patterns for the Simulation of Muscle, Fat, and Lung Hounsfield Units in Patient-Specific Phantoms." **Journal of Engineering and Science in Medical Diagnostics and Therapy** 1.1 (2018): 011003.
- ¹⁵ HOMOLKA, P.; FIGL, M.; WARTAK, A.; GLANZER, M.; DÜNKELMEYER, M.; HOJREH, A. and HUMMEL, J. "Design of a head phantom produced on a 3D rapid prototyping printer and comparison with a RANDO and 3M lucite head phantom in eye dosimetry applications." **Physics in Medicine & Biology** 62.8 (2017): 3158.
- ¹⁶ KAIRN, T.; CROWE, S. B. and MARKWELL, T. "Use of 3D printed materials as tissue-equivalent phantoms." **World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, June 7-12, 2015, Toronto, Canada**. Springer, Cham, 2015.
- ¹⁷ CRAFT, D. F.; KRY, S. F.; BALTER, P.; SALEHPOUR, M.; WOODWARD, W. and HOWELL, R. M. "Material matters: Analysis of density uncertainty in 3D printing and its consequences for radiation oncology." **Medical physics** 45.4 (2018): 1614-1621.
- ¹⁸ KIENBOCK, R. On the quantimetric method. **Arch Roentgen Ray** (1906), 11, 17.
- ¹⁹ STACEY, A. J.; BEVAN, A. R. and DICKENS, C. W. A new phantom material employing depolymerised natural rubber. **British Journal of Radiology**, (1961) 34, 510–515.
- ²⁰ ALDERSON, S. W.; LANZL, L. H.; ROLLINS, M. and SPIRA, J. An instrumented phantom system for analog computation of treatment plans. **The American Journal of Roentgenology, Radium Therapy, and Nuclear Medicine**, (1962) 87, 185.
- ²¹ XU, X.G.; CHAO, T.C.; and BOZKURT, A. VIP-man: an image-based whole-body adult male model constructed from color photographs of the visible human project for multiparticle Monte Carlo calculations. **Health Physics**, (2000) 78(5), 476–486.
- ²² INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice**. IAEA, Vienna, 2007 (Technical Report Series No. 457).

-
- ²³ GOLDSTONE, K. E. Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement, in: **ICRU Report 44, International Commission on Radiation Units and Measurements, USA** (1989). 1990.
- ²⁴ HILL, R.; HOLLOWAY, L. and BALDOCK, C. A dosimetric evaluation of water equivalent phantoms for kilovoltage x-ray beams. **Physics in Medicine and Biology** (2005) 50(21), N331–N334.
- ²⁵ PANTELIS, E.; KARLIS, A. K.; KOZICKI, M.; PAPAGIANNIS, P.; SAKELLIU, L. and ROSIAK, J. M. Polymer gel water equivalence and relative energy response with emphasis on low photon energy dosimetry in brachytherapy. **Physics in Medicine and Biology**, (2004) 49(15), 3495–3514.
- ²⁶ PERNICKA, F. (1990). CT dosimetry using a TL technique. **Radiation Protection Dosimetry**, 34(1–4), 271–274.
- ²⁷ SOMIGLIANA, A., CATTANEO, G. M., FIORINO, C., BORELLI, S., del VECCHIO, A., ZONCA, G., et al. (1999). Dosimetry of gamma knife and linac-based radiosurgery using radiochromic and diode detectors. **Physics in Medicine and Biology**, 44(4), 887–897.
- ²⁸ STANTON, L. and LIGHTFOOT, D. A. (1966). "Obtaining proper contrast in mammography," *Radiology* 87,111.
- ²⁹ WHITE, D. R, SPELLER, R D., and TAYLOR, P. M. (1981). "Evaluating performance characteristics in computerised tomography," **Br. J. Radial.** 54, 221.
- ³⁰ SIEGEL, R.; NAISHADHAM, D. and JEMAL, A. (2012). Cancer statistics, 2012. **CA: A Cancer Journal for Clinicians**, 62(1), 10–29.
- ³¹ SOKOLE, E. B.; GRAHAM, L. S.; TODD-POKROPEK, A.; WEGST, A., ROBILOTTA, C. C. and KRISANACHINDA, A. (2003). IAEA quality control atlas for scintillation camera systems. Vienna: International Atomic Energy Agency.
- ³² LIMA FERREIRA, F. C., & SOUZA, D. D. N. (2011). Liver phantom for quality control and training in nuclear medicine. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors, and Associated Equipment**, 652(1), 791–793.
- ³³ LI, H. J. and VOTAW, J. R. (1998). Optimization of PET activation studies based on the SNR measured in the 3-D Hoffman brain phantom. **IEEE Transactions on Medical Imaging**, 17(4), 596–605.
- ³⁴ CERQUEIRA, R. A. D. and MAIA, A. F. Development of thyroid anthropomorphic phantoms for use in nuclear medicine. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 95, p. 174–176, 2014.

-
- ³⁵ EVANS, B. Practical 3D printers. *The science and Art of 3D printing*. Apress. 2012.
- ³⁶ MARQUES, K. **Manufatura aditiva: o futuro do mercado industrial de fabricação e inovação**. EESC-USP 2014. Disponível em: <http://www.eesc.usp.br/portaleesc/index.php?option=com_content&view=article&id=1934:manufatura-aditiva-o-futuro-do-mercado-industrial-de-fabricacao-e-inovacao&catid=115&Itemid=164>. Acessado em 03 de Setembro de 2020.
- ³⁷ GIBSON, I.; ROSEN, D. and STUCKER, B. **Additive Manufacturing Technologies: 3D Printing, Rapid Prototyping, and Direct Digital Manufacturing**. 2. ed. New York, NY: Springer, 2015. Online-Ressource (XXI, 498. (SpringerLink : Bücher). ISBN 978-1-4939-2113-3.
- ³⁸ PHAM, D. T. and GAULT, R. S. A comparison of rapid prototyping technologies. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, v. 38, n. 10, p. 1257–1287, 1998. doi:10.1016/S0890-6955(97)00137-5.
- ³⁹ WONG, K. V. and HERNANDEZ, A. A Review of Additive Manufacturing. *ISRN Mechanical Engineering*, v. 2012, n. 4, p. 1–10, 2012. doi:10.5402/2012/208760.
- ⁴⁰ TURNER, B. N.; STRONG, R. and GOLD, S. A. A review of melt extrusion additive manufacturing processes: I. Process design and modeling. *Rapid Prototyping Journal*, v. 20, n. 3, p. 192–204, 2014. doi:10.1108/RPJ01-2013-0012.
- ⁴¹ BANDYOPADHYAY, A.; VAHABZADEH, S.; SHIVARAM, A.; BOSE, S. Three-dimensional printing of biomaterials and soft materials. *MRS Bulletin*, v. 40, n. 12, p. 1162–1169, 2015. doi:10.1557/mrs.2015.274.
- ⁴² CAMPBELL, T.; WILLIAMS, C.; IVANOVA, O. and GARRET, B. **Could 3D Printing Change the World?: Technologies, Potential, and Implications of Additive Manufacturing**. 1101 15th Street, NW, Washington, DC 20005, Outubro de 2020. 16 p.
- ⁴³ CASAGRANDE, M. V. S. **Projeto de um Cabeçote de Extrusão de uma Máquina de Prototipagem Rápida FDM**. Rio de Janeiro, 2013. 129 p.
- ⁴⁴ TURNER, B. N. and GOLD, S. A. A review of melt extrusion additive manufacturing processes: II. Materials, dimensional accuracy, and surface roughness. *Rapid Prototyping Journal*, v. 21, n. 3, p. 250–261, 2015. doi:10.1108/RPJ-02-2013-0017.
- ⁴⁵ GARLOTTA, D. A. Literature Review of Poly(Lactic Acid). *Journal of Polymers and the Environment*. V.9, n. 2, p. 63-84, 2001.
- ⁴⁶ NAGARAJAN, V.; MOHANTY, A. K. and MISRA, M. Perspective on Polylactic Acid (PLA) based Sustainable Materials for Durable Applications: Focus on Toughness and

Heat Resistance. **ACS Sustainable Chemistry & Engineering**, v. 4, n. 6, p. 2899–2916, 2016. doi:10.1021/acssuschemeng.6b00321.

⁴⁷ GIAMMONA, G. and CRAPARO, E. F. "Biomedical applications of polylactide (PLA) and its copolymers." (2018): 980.

⁴⁸ CASTRO-AGUIRRE, E.; IÑIGUEZ-FRANCO, F.; SAMSUDIN, H.; FANG, X. and AURAS, R. Poly(lactic acid)—Mass production, processing, industrial applications, and end of life. **Advanced Drug Delivery Reviews**, v. 107, p. 333–366, 2016. doi:10.1016/j.addr.2016.03.010.

⁴⁹ TYLER, B.; GULLOTTI, D.; MANGRAVITI, A.; UTSUKI, T. and BREM, H. Polylactic acid (PLA) controlled delivery carriers for biomedical applications. **Advanced Drug Delivery Reviews**, v. 107, p. 163– 175, 2016. doi:10.1016/j.addr.2016.06.018.

⁵⁰ GIAMMONA, G. and CRAPARO, E. F. Biomedical Applications of Polylactide (PLA) and Its Copolymers. **Molecules** (Basel, Switzerland), v. 23, n. 4, 2018. doi:10.3390/molecules23040980.

⁵¹ RUTKOWSKI, J. V. and LEVIN, C. B. Acrylonitrile-Butadiene-Styrene Copolymers (ABS): Pyrolysis and Combustion Products and their Toxicity - A review of the Literature. **Fire and Materials**, v.10, p.93-105, 1986.

⁵² WIEBECK, H. and HARADA, J. **Plásticos de engenharia**. São Paulo: Artliber, 2005. 349p.

⁵³ INSTITUTO MEXICANO DEL PLÁSTICO INDUSTRIAL. Enciclopedia del Plástico. Mexico: Instituto Mexicano del Plástico Industrial, S.C., 1997. 492 p.

⁵⁴ THREEPOP NATKUL, P.; TEPPINTA, W. and SOMBATSOMPOP, N. Effect of co-monomer ratio in ABS and wood content on processing and properties in wood/ABS composites. **Fibers and Polymers**, v. 12, n. 8, p. 1007–1013, 2011. doi:10.1007/s12221-011-1007-2.

⁵⁵ FISCHER, F.. Thermoplastics: The Best Choice for 3D Printing: Why ABS is a Good Choice for 3D Printing and When to use Another Thermoplastic.

⁵⁶ VENTOLA, L. C. Medical applications for 3D Printing: current and Projected Uses. **Pharmacy and therapeutics**. v. 39, n. 10, p.704-711, 2014.

⁵⁷ VENEZIANI, G. R. **Desenvolvimento de um objeto simulador Canis Morphic utilizando impressora 3D para aplicação em dosimetria na área de radioterapia veterinária**. Tese. Universidade de São Paulo, 2017.

-
- ⁵⁸ VALERIANO, C. C. S. **Emprego de simulação computacional para avaliação de objetos simuladores impressos 3D para aplicação em dosimetria clínica.** Diss. Universidade de São Paulo, 2017.
- ⁵⁹ ALMEIDA, S. B; VALERIANO, C. C. S. and CAMPOS, L. L. "Avaliação da substituição de placas de PMMA por PLA impresso 3D na resposta TL do CaSO_4 : Dy." **Brazilian Journal of Radiation Sciences** 5.3-A (2017).
- ⁶⁰ KNOLL, G. F. **Radiation detection and measurement.** John Wiley & Sons, 2010. 4th ed.
- ⁶¹ HUBBELL, J. H., and S. M. Seltzer. **X-ray mass attenuation coefficients.** NIST Standard Reference Database 126. 2004." (2019).
- ⁶² ATOMMax® CIRS 711-H Specification sheet. Disponível em: <http://www.cirsinc.com/wp-content/uploads/2020/07/711HN-DS-072220.pdf> Acessado em 24 de Janeiro 2021.
- ⁶³ Brasil. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **Portaria nº 453.** Dispõe sobre as diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. Brasília: Diário Oficial da União; 2 de junho de 1998.
- ⁶⁴ Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **Radiodiagnóstico médico: segurança e desempenho de equipamentos.** Brasília: Editora Anvisa; 2005. p. 83–96.
- ⁶⁵ SAVI, M.; ANDRADE, M. A. B. Registro de patente nº BR1020190131179.
- ⁶⁶ SAVI, M.; ANDRADE, M. A. B and POTIENS, M. P. A. Commercial filament testing for use in 3D printed phantoms. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 174, p. 108906, 2020.

ANEXO 1

Comissionamento microStar ii

A Figura mostra as curvas de resposta em relação à dose absorvida experimentais obtidas para feixes fortes e fracos de estimulação, dependendo da dose absorvida do nanoDot. Calculados a partir da inclinação do ajuste linear, os fatores de calibração experimentais para o sistema dosimétrico microStar ii obtidos são $508,4(6)$ contagens. mGy^{-1} e $67,5(5)$ contagens. mGy^{-1} para feixes fortes e fracos de estimulação, respectivamente. A repetibilidade de todas as medições estava dentro de 3,0 %.

Curvas de resposta em relação à dose absorvida de radiação gama ^{137}Cs de para os nanoDots