INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE SANTA CATARINA
CÂMPUS FLORIANÓPOLIS
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE SAÚDE
CURSO SUPERIOR DE TECNOLOGIA EM RADIOLOGIA

NATHÁLIA REGINA SERAFIM

ANÁLISE DA VARIAÇÃO DO NÚMERO DE HOUNSFIELD EM FUNÇÃO DO DIÂMETRO EM DIFERENTES MATERIAIS PARA IMPRESSÃO 3D

FLORIANÓPOLIS, 2025.

INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE SANTA CATARINA
CÂMPUS FLORIANÓPOLIS
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE SAÚDE
CURSO SUPERIOR DE TECNOLOGIA EM RADIOLOGIA

NATHÁLIA REGINA SERAFIM

ANÁLISE DA VARIAÇÃO DO NÚMERO DE HOUNSFIELD EM FUNÇÃO DO DIÂMETRO EM DIFERENTES MATERIAIS PARA IMPRESSÃO 3D

Trabalho de Conclusão de Curso submetido ao Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina como parte dos requisitos para obtenção do título de Tecnólogo em Radiologia.

Orientador: Matheus Savi, Dr.
Coorientador: Marco Antônio Bertoncini Andrade, Me.

FLORIANÓPOLIS, 2025.

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca do IFSC.

Serafim, Nathália Regina
Análise da variação do número de Hounsfield em função do diâmetro em diferentes materiais para impressão 3D. / Nathália Regina Serafim ; orientador, Matheus Brum Marques Bianchi Savi, coorientador, Marco Antônio Bertoncini Andrade, 2025.
58 p.

Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) - Instituto Federal de Santa Catarina, Campus Florianópolis, Graduação em Radiologia, Florianópolis, 2025.

Inclui referências.

1. Radiologia. 2. Impressão Tridimensional. 3. Fantomas de Imageamento. 4. Tomografia Computadorizada. I. Savi, Matheus Brum Marques Bianchi. II. Andrade, Marco Antônio Bertoncini . III. Instituto Federal de Santa Catarina. Graduação em Radiologia. IV. Título.

ANÁLISE DA VARIAÇÃO DO NÚMERO DE HOUNSFIELD EM FUNÇÃO DO DIÂMETRO EM DIFERENTES MATERIAIS PARA IMPRESSÃO 3D

NATHÁLIA REGINA SERAFIM

Este trabalho foi julgado adequado para obtenção do título de Tecnólogo em Radiologia e aprovado na sua forma final pela banca examinadora do Curso Superior de Tecnologia em Radiologia do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina.

Florianópolis, 28 de julho, 2025.

Banca Examinadora:

gov.br
Documento assinado digitalmente
MATHEUS BRUM MARQUES BIANCHI SAVI
Data: 27/08/2025 20:14:06-0300
Verifique em https://validar.iti.gov.br

Matheus Brum Marques Bianchi Savi, Doutor.
Instituto Federal de Santa Catarina
Orientador.

ICP-Edu
Documento assinado digitalmente
Marco Antonio Bertoncini Andrade
Data: 27/08/2025 12:56:41-0300
CPF: ***.822.259-**
Verifique as assinaturas em https://v.ufsc.br

Marco Antônio Bertoncini Andrade, Mestre.
Instituto Federal de Santa Catarina
Coorientador.

gov.br
Documento assinado digitalmente
FLAVIO AUGUSTO PENNA SOARES
Data: 27/08/2025 18:43:05-0300
Verifique em https://validar.iti.gov.br

Flávio Augusto Penna Soares, Doutor.
Instituto Federal de Santa Catarina

gov.br
Documento assinado digitalmente
ANDREA HUHN
Data: 27/08/2025 11:45:32-0300
Verifique em https://validar.iti.gov.br

Andréa Huhn, Doutora.
Instituto Federal de Santa Catarina

AGRADECIMENTOS

Concluir essa etapa foi um processo complexo, repleto de desafios, aprendizados e crescimento. Este trabalho não teria sido possível sem o apoio, incentivo e colaboração de muitas pessoas que estiveram ao meu lado ao longo desse percurso.

Gostaria de agradecer primeiramente à minha família, em especial à minha mãe Nelita e à minha irmã Sofia, que sempre acreditaram em mim, mesmo nos momentos em que eu mesma tive dúvidas. A elas, minha eterna gratidão. Aos que me deram amor, apoio e palavras de força nos momentos mais difíceis, dedico este trabalho, que é tanto meu quanto de vocês.

Ao meu orientador, Matheus Savi, agradeço pela generosidade, paciência e disponibilidade ao longo de cada etapa. Sua orientação foi muito além da parte técnica; foi também um exemplo de compromisso com a pesquisa e a disseminação do conhecimento. Agradeço também ao meu coorientador, Marco Antonio Bertoncini, pelo apoio e disponibilidade durante a produção dos materiais e realização dos testes.

Agradeço à equipe do LabMAIS, pela disponibilização dos materiais e, em especial, à bolsista Jaqueline Costa, que foi essencial em todas as etapas deste projeto.

Aos amigos que estiveram por perto, dividindo alegrias, frustrações e experiências, meu muito obrigado. Vocês tornaram o caminho infinitamente mais leve e divertido.

Aos professores e colegas do Curso de Radiologia, agradeço por cada aula, ensinamento e pelo convívio enriquecedor ao longo do curso. Cresci com cada um de vocês. Também agradeço à instituição pelas oportunidades proporcionadas de levar e adquirir conhecimento.

Por fim, agradeço a todas as instituições em que realizei estágio e às pessoas que, direta ou indiretamente, contribuíram para a concretização deste trabalho.

Resumo

A pesquisa tem como objetivo avaliar como o diâmetro e o material do preenchimento das peças influenciam nos valores de Hounsfield (HU) em phantoms produzidos por impressão 3D. A proposta é criar phantoms acessíveis e de baixo custo voltados para ensino e pesquisa em radiologia contribuindo para reduzir custos, evitar a exposição humana à radiação e melhorar a formação e capacitação de profissionais da área. Através de um estudo quantitativo e experimental é avaliado a variação do HU em peças 3D com diferentes diâmetros e materiais de preenchimento. O trabalho envolve a modelagem digital do corpo de prova e a impressão das peças utilizando filamentos ABS e XCT, seguido pelo preenchimento dessas peças com materiais variados como resinas epóxi e de poliuretano, espuma expansiva e de poliuretano (PU) estrutural. As peças impressas e preenchidas foram então submetidas à tomografia computadorizada no aparelho Canon Aquilion One localizado no Hospital Infantil Joana de Gusmão, parceiro IFSC, onde foram realizadas varreduras horizontais e verticais das peças. A avaliação das imagens foi realizada por meio da análise de Regiões de Interesse (ROIs) com formato circular, posicionadas em diferentes áreas da amostra seguindo os pontos cardeais, utilizando o software WEASIS. Também foram utilizadas ROIs lineares, orientadas nas direções horizontal e vertical, por meio do software ImageJ, a fim de complementar a análise espacial da distribuição de densidade. Os dados obtidos foram organizados e representados graficamente com o auxílio do software OriginPro. A análise dos gráficos apresentou como resultado que, grande parte dos materiais demonstrou maior instabilidade nos valores de HU na primeira camada, com posterior estabilização e uniformidade nas camadas superiores.

Palavras-chave: Impressão Tridimensional; Fantomas de Imageamento; Tomografia Computadorizada.

ABSTRACT

The research aims to evaluate how the diameter and filling material of the parts influence the Hounsfield (HU) values in phantoms produced by 3D printing. The proposal is to create accessible, low-cost phantoms for teaching and research in radiology, contributing to reducing costs, avoiding human exposure to radiation, and improving the training and qualification of professionals in the field. Through a quantitative and experimental study, the variation in HU in 3D parts with different diameters and filling materials is evaluated. The work involves digital modeling of the test piece and printing of the parts using ABS and XCT filaments, followed by filling these parts with various materials such as epoxy and polyurethane resins, expanding foam, and structural polyurethane (PU). The printed and filled parts were then subjected to computed tomography on the Canon Aquilion One device located at the Joana de Gusmão Children's Hospital, an IFSC partner, where horizontal and vertical scans of the parts were performed. The images were evaluated by analyzing circular Regions of Interest (ROIs) positioned in different areas of the sample following the cardinal points, using WEASIS software. Linear ROIs, oriented in the horizontal and vertical directions, were also used, using ImageJ software, to complement the spatial analysis of density distribution. The data obtained were organized and represented graphically with the aid of OriginPro software. Analysis of the graphs showed that most of the materials exhibited greater instability in HU values in the first layer, with subsequent stabilization and uniformity in the upper layers.

Keywords: 3D Printing; Imaging Phantoms; Computed Tomographic.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Phantom Antropomórfico e sua imagem radiográfica..... 18

Figura 2 - Phantom não antropomórfico utilizado em mamografia e tomografia…… 18

Figura 3 - Funcionamento de uma Impressora 3D FFF/FDM…… 23

Figura 4 - Funcionamento de uma impressora SLD e DLP, respectivamente…… 24

Figura 5 - Simulador de cabeça “Canis Morphic” utilizado para o planejamento de radioterapia…….. 27

Figura 6 - Modelo de corpo de prova……. 33

Figura 7 - Resina no misturador(A); Resina na Câmara a vácuo(B); Peça preenchida com resina(C)..... 34

Figura 8 - Deposição do material da peça (A); peça curada (B)..... 35

Figura 9 - Material expandido e curado…… 36

Figura 10 - Mistura dos componentes(A); Material curado(B)..... 36

Figura 11 - Aquisição horizontal (A) e vertical (B)..... 37

Figura 12 - Região de interesse(ROI) das peças utilizando o WEASIS…… 38

Figura 13 - ROI linear ao longo do diâmetro horizontal (A) e vertical (B)..... 38

Figura 14 - Disposição do desvio padrão …….. 39

Figura 15 - Gráfico de ROI linear XCT……. 41

Figura 16 - Gráfico de desvio padrão XCT……. 42

Figura 17 - Gráficos de ROI linear XCT cortes verticais…….. 43

Figura 18 - Gráfico de ROI linear ABS…… 44

Figura 19 - Gráfico de desvio padrão ABS……. 45

Figura 20 - Gráficos de ROI linear ABS cortes verticais…….. 46

Figura 21- Gráfico de desvio padrão do poliuretano…… 47

Figura 22 - Gráfico de ROI linear da espuma……. 48

Figura 23 - Gráfico de ROI linear do PU estrutural…… 49

Figura 24 - Gráfico de ROI linear da resina 4008…….. 50

Lista de abreviaturas e siglas

ABS	Acrilonitrila-butadieno-estireno
AM	*Additive Manufacturing*
$BaSO_4$	Sulfato de Bário
$CaCO_3$	Carbonato de Cálcio
DLP	*Digital Light Processing*
FDM	*Fusion Deposition Modeling*
FFF	Fabricação por Filamento Fundido
HU	*Hounsfield Unit*
ICRU	*International Commission on Radiation Units and Measurements*
INPI	Instituto Nacional de Propriedade Intelectual
PE	Polietileno
PEAD	Polietileno de Alta Densidade
PEBD	Polietileno de Baixa Intensidade
PEBDL	Polietileno de Baixa Densidade Linear
PLA	Ácido Polilático
PU	Poliuretano
ROI	*Region of Interest*
SLA	*Stereolithography*

SUMÁRIO

1	**INTRODUÇÃO**	12
1.1	**Pergunta de pesquisa**	13
1.2	**Justificativa**	13
1.3	**Objetivo geral**	14
1.4	**Objetivos específicos**	14
2	**REVISÃO DA LITERATURA**	15
2.1	**Objetos simuladores**	15
2.2	**Phantoms**	16
2.2.1	*Phantoms antropomórficos*	17
2.2.2	*Phantoms não antropomórficos*	18
2.3	**Planejamento dos phantoms**	19
2.4	**Etapas na construção de um phantom**	19
2.4.1	*Materiais tecido equivalentes*	20
2.4.2	*Planejamento e Moldagem*	20
2.5	**Impressão 3D**	21
2.5.1	*Tecnologias de impressão 3D*	22
2.5.2	*Técnicas de impressão 3D*	22
2.5.2.1	*Fabricação por Filamento Fundido (FFF)*	23
2.5.2.2	*Stereolitography(SLA/DLP)*	23
2.6	***Phantoms* Desenvolvidos**	24
2.6.1	*Phantoms em dosimetria*	25
2.6.2	*Phantoms em radiodiagnóstico*	25
2.6.3	*Phantoms em Proteção Radiológica*	26
2.6.4	*Uso da impressão 3D na construção de phantoms*	26
2.7	**Materiais utilizados na construção de phantoms**	28
2.7.1	*Acrilonitrila-butadieno-estireno (ABS)*	28
2.7.2	*Ácido polilático (PLA)*	28
2.7.3	*Resina Epóxi*	29
2.7.4	*Silicone*	29
2.7.5	*Polietileno*	29
2.7.6	*Filamento XCT*	30
3	**METODOLOGIA**	31
3.1	**Delineamento de pesquisa**	31
3.2	**Impressão 3D**	32
3.2.1	*Planejamento e design*	32
3.2.2	*Preparação para impressão*	33
3.2.3	*Seleção de materiais*	33
3.3	**Correspondência do número de Hounsfield**	37
3.3.1	*Aplicação do ROI linear e análise de dados*	38
4	**RESULTADOS E DISCUSSÕES**	40
4.1	**XCT**	40

1 INTRODUÇÃO

As tecnologias de imagem radiológica expõem os pacientes a níveis potencialmente perigosos de radiação ionizante. Para reduzir esse risco, foram implementadas medidas de segurança e procedimentos de controle, visando minimizar a dose de radiação e maximizar a qualidade das informações diagnósticas obtidas. Esse processo requer a definição de parâmetros de exposição cuidadosamente ajustados e personalizados, levando em conta a finalidade do exame e a região específica do corpo do paciente (Anwari *et al*., 2020).

Os níveis de exposição à radiação variam de acordo com as atividades e práticas do homem e, dependendo da intensidade e da duração da exposição, pode trazer benefícios ou riscos à saúde da população exposta (INCA, 2022). Desse modo, a legislação brasileira sobre proteção radiológica (CNEN,1999) proíbe a irradiação deliberada de seres humanos com o objetivo único de demonstração, treinamento ou outros fins que contrariem o princípio da justificação. Para garantir a formação e qualificação dos profissionais que atuam na área das radiações ionizantes se faz necessário o uso de simuladores que substituam o corpo humano e permitam o estudo e a medição das radiações sem a real exposição do ser humano, seguindo assim o princípio da justificação (Savi, 2022).

Posteriormente à descoberta dos raios X por Roentgen em 1896, os efeitos prejudiciais das altas doses de radiação se tornaram aparentes e as pessoas logo começaram a se recusar a participar de experimentos envolvendo o uso das radiações. A fim de realizar medições dosimétricas e simular o corpo de pacientes, físicos desenvolveram objetos simuladores, conhecidos como *phantoms,* visando simular ossos e tecido humano utilizando materiais cujas propriedades variam com a energia da radiação incidente (Villani, 2021).

Um *phantom* antropomórfico é um modelo realístico e radiologicamente preciso do corpo humano e vem sendo usado com o propósito de educação e treinamento de novos protocolos de exposições de dose absorvida e dose efetiva, entretanto, os *phantoms* disponíveis atualmente apresentam certas limitações, sendo uma delas seu valor. (Anwari *et al.*, 2020).

A utilização dos *phantoms* no ensino propicia maior compreensão dos resultados das imagens obtidas em relação a posicionamento e aos parâmetros

utilizados nos equipamentos, no entanto, para as instituições de ensino brasileiras, a aquisição dos *phantoms* se torna difícil devido à necessidade de importação e das taxas cambiais e tributações envolvidas que tornam os valores dos produtos exorbitantes. Visando sanar esse problema, Savi (2022) buscou produzir um *phantom* de cabeça e pescoço com diferenciação tecidual para fins didáticos e impresso em 3D de forma efetiva e com baixo custo permitindo assim a possibilidade de acesso às instituições de ensino e consequentemente melhorando a formação dos alunos nas técnicas radiológicas.

Savi (2022) percebeu durante a produção de sua tese de doutorado que, na realização dos testes para construção de *phantoms* impressos em 3D com materiais radiopacos a base de Sulfato de Bário ($BaSO_4$), os valores de unidades de Hounsfield (do inglês *Hounsfield Unit - HU)* em tomografia, variavam de acordo com o diâmetro da peça. Apesar de resolver o problema momentaneamente, a lacuna desta parte do conhecimento permaneceu aberta, de forma que se faz necessário o aprofundamento relacionado ao comportamento dos filamentos e preenchimentos quando há variação de diâmetro em relação aos valores de HU.

1.1 Pergunta de pesquisa

Como os valores de unidades de Hounsfield (HU) obtidos por tomografia computadorizada em peças impressas em 3D e com diferentes preenchimentos variam de acordo com o diâmetro das peças e diferentes materiais utilizados?

1.2 Justificativa

O estudo e a medição das radiações sem a real exposição do ser humano é de extremo valor para estudantes e profissionais das áreas das radiações ionizantes. É a partir desse estudo que se identifica as estruturas anatômicas e características individuais dos tecidos, auxiliando tanto no aprimoramento das técnicas radiológicas, como em estudos de atenuação, garantindo assim a qualificação e formação dos profissionais.

Em uma simulação, as habilidades e competências como organização, trabalho em equipe, gerenciamento de tarefas, conhecimento da situação e poder de

decisão pode tornar a prática mais segura, por este motivo o principal objetivo do uso dos simuladores é aumentar a segurança do paciente garantindo assim um melhor procedimento (Boet *et al*.,2014).

Com a crescente evolução das tecnologias de diagnóstico e com perspectiva de aprimorar a acurácia dos exames, reduzir custos e expandir o acesso a ferramentas educacionais e de pesquisa, o desenvolvimento de um *phantom* contribui não apenas para a melhoria da prática clínica, mas também para a disseminação do conhecimento na área do diagnóstico por imagem. Este estudo pode abrir novas frentes de pesquisa quanto ao uso de materiais alternativos e na melhoria dos métodos de imagem, contribuindo para a inovação do campo de pesquisas e impressão 3D aplicadas na medicina.

Dessa forma, este trabalho se justifica por desenvolver uma peça impressa em 3D utilizando materiais tecido equivalentes, de forma a analisar seu comportamento em relação a variação nos valores de atenuação de Hounsfield quanto ao diâmetro e o preenchimento das peças confeccionadas. Esse trabalho tem por intenção contribuir para a melhoria no desenvolvimento de *phantoms* antropomórficos para ser utilizado nas áreas de educação, pesquisa e extensão.

1.3 Objetivo Geral

Avaliar a relação entre o número de Hounsfield e a variação do diâmetro de diferentes materiais utilizados na construção de *phantom*s radiopacos.

1.4 Objetivos Específicos

a) Determinar os números de Hounsfield de diferentes materiais de modo a avaliar a densidade radiográfica.

b) Analisar a influência do diâmetro e dos diferentes filamentos utilizados durante a impressão 3D de um *phantom* nos valores de HU obtidos.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Este projeto traz como problema de pesquisa a variação dos valores das unidades Hounsfield na tomografia computadorizada em relação ao tamanho das peças e os materiais utilizados para construí-los. Desse modo, essa revisão visa consolidar e articular as principais ideias sobre o tema, fornecendo uma base teórica sólida, resumindo e correlacionando os conteúdos relevantes para fundamentar a pesquisa.

2.1 Objetos simuladores

Apesar do recente crescimento e avanço no uso de simuladores voltados para a área da saúde, é possível identificar uma trajetória histórica que abrange seu processo de pesquisa e disseminação. O desenvolvimento desses dispositivos, incluindo manequins simuladores, utilizados para educação, treinamento e pesquisa, tem evoluído ao longo do tempo, destacando seus objetivos iniciais e sua evolução até se tornarem ferramentas amplamente disponíveis no mercado. "Simuladores" se referem a objetos ou representações físicas de uma parte ou de um todo a ser replicado, sendo utilizado principalmente para se referir a tecnologias que são comumente utilizadas para recriar certas tarefas. (Cooper; Taqueti, 2008.)

Crescentemente reconhecidos como ferramentas educacionais úteis para ambas as práticas técnicas ou teóricas, podem ser utilizadas para diversos tipos de treinamentos incluindo simulações de eventos raros ou de suporte avançado à vida, tendo como principal objetivo, aumentar a segurança do paciente e com isso alcançar melhores resultados (Boet *et al.*, 2014). Na área médica podemos encontrar suas origens na Antiguidade, onde modelos de pacientes eram construídos com argila para estudo e demonstração clínica das doenças e seus efeitos nos seres humanos (Jones *et al.*, 2015).

Quando os efeitos nocivos do uso acentuado da radiação foram reconhecidos, surgiu a preocupação em relação à exposição do ser humano e a procura pelo uso de objetos simuladores que pudessem se tornar substitutos aos tecidos humanos. Dessa forma, surgiu o interesse pela construção de *phantoms* antropomórficos, representando partes ou a totalidade do corpo humano de forma realista (Villani,

2021). As propriedades dos materiais utilizados nas construções dos *phantoms* pode, no entanto, variar conforme a energia de radiação incidente, desse modo, tecidos que talvez sejam tecidos equivalentes em certos espectros de energia aplicadas, podem não ser equivalentes em outras energias (Dewerd; Kissick, 2014).

2.2 Phantoms

O termo *phantom* foi inicialmente introduzido no século XVIII em Paris, por médicos obstetras que utilizavam ossos da pelve de uma mulher e um feto natimorto para simular o processo de parto visando diminuir a ocorrência de acidentes durante os procedimentos obstétricos (Owen, 2012). Posteriormente à descoberta dos raios X, em 1896, foram desenvolvidos os *phantoms* com o objetivo de simular a anatomia dos pacientes, permitindo a realização de medições dosimétricas sem a necessidade de expor pessoas reais aos raios. Isso ajudava a evitar problemas como eritema e descamação celular, efeitos adversos que surgiam com o uso acentuado da radiação (Dewerd; Kissick, 2014).

Uma vez que o uso das radiações ionizantes se tornou popular, o uso dos *phantoms* logo se tornou necessário. No início do século 20 foi reconhecido que para se quantificar a dose absorvida em um tecido de interesse, as medidas deveriam ser feitas no próprio tecido (Reddy *et al*., 1967). Quando os efeitos nocivos da radiação foram percebidos, a necessidade por substitutos do tecido humano se tornou clara e com isso surge o conceito de *phantom*.

Esses dispositivos simuladores são amplamente utilizados na radiologia, física médica e engenharia biomédica desde o seu surgimento a fim de realizar medições dosimétricas e testar a limitação dos seus sistemas (Dewerd; Kissick, 2014). O design e a composição de um *phantom* são determinados pelo propósito ao qual será aplicado, ditando assim seu formato, tamanho, composição além de determinar se o *phantom* irá conter dosímetros ou não e quais outros elementos melhores serviram para complementar seu propósito (Dewerd; Kissick, 2014).

Os primeiros *phantoms* eram compostos por materiais como água ou cera, com uma geometria relativamente simples. A água era considerada uma boa aproximação do tecido humano, enquanto a cera apresentava problemas, como inconsistências nas medições, especialmente em baixas energias, comprometendo

a equivalência com o tecido. Para solucionar essas limitações, a madeira foi proposta como um substituto potencial para o tecido, tornando-se popular nesse contexto, entretanto, por volta da década de 1970, a madeira começou a apresentar problemas semelhantes aos da cera, como variações significativas nas propriedades entre diferentes amostras (Dewerd; Kissick, 2014).

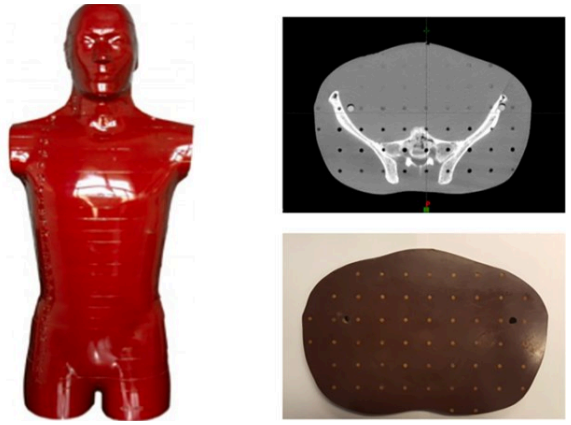
Com o passar do tempo, surge a necessidade e a busca por novos materiais que sejam tecido-equivalentes ao corpo humano, tornando assim os *phantoms* mais complexos, confiáveis e reprodutíveis (Dewerd; Kissick, 2014). A escolha dos materiais apropriados para cada *phantom* se torna um desafio, pois deve suprir as necessidades conforme seu tipo e função, representando o tecido de forma física e radiológica. (Dewerd; Kissick, 2014)

2.2.1 Phantoms antropomórficos

Phantoms antropomórficos são comumente utilizados para controle de qualidade, mimetizando as características de tecidos biológicos, podendo ser utilizados tanto para treinamentos de profissionais da saúde no diagnóstico por imagem, bem como para garantir a qualidade da imagem diagnóstica de acordo com a legislação normativa vigente no Brasil (Mathez; Neczypor, 2021). Com o objetivo de mimetizar o corpo humano de modo mais realista possível, o simulador deve possuir os contornos e localizações dos órgãos e tecidos presentes no corpo humano e de maneira que sua densidade seja semelhante aos tecidos vivos (Winslow *et al*., 2009).

Phantoms permitem ilimitada repetição de exposição à radiação para investigação ou treinamento. A otimização da qualidade de imagem e exposição da radiação podem ser alcançadas usando *phantoms* que replicam a anatomia humana (Dewerd; Kissick, 2014). Podemos ver na Figura 1 um exemplo de *phantom* antropomórfico, representando as características que um corpo humano.

Figura 1 - *Phantom* Antropomórfico e sua imagem radiográfica.

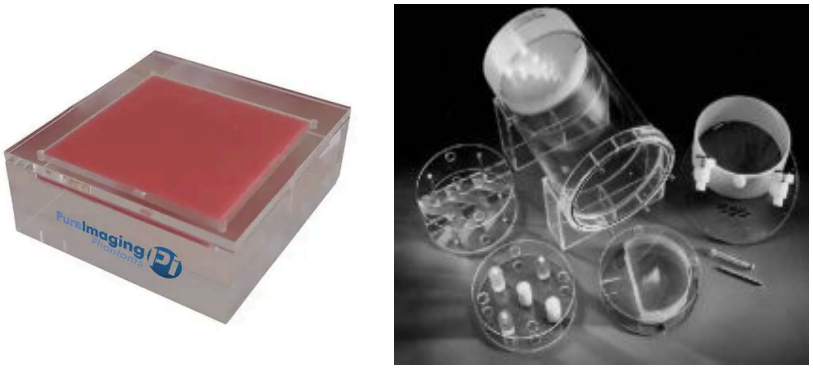


Fonte: Casiraghi *et al*., 2021.

2.2.2 *Phantoms não antropomórficos*

Phantoms não antropomórficos são aqueles que não possuem semelhança com o corpo humano, sendo utilizado com o principal objetivo de avaliar parâmetros específicos dos equipamentos ou sistemas que utilizam radiação ionizante, apresentando como exemplo os testes de número de Hounsfield na Tomografia Computadorizada e o teste de qualidade de Imagem utilizado na mamografia como podemos perceber na Figura 2 abaixo (Savi, 2022).

Figura 2 – *Phantom* não antropomórfico utilizado em mamografia (A) e tomografia (B).



Fonte: Pure Imaging Phantoms e Nuclemed.

2.3 Planejamento dos phantoms

*Phantom*s são normalmente planejados e fabricados com o objetivo de realizar estudos de controle de qualidade de imagem e dosimetria das radiações. Algumas situações exigem a reprodução da anatomia humana pelo *phantom,* como posicionamento correto dos órgãos de interesse e a reprodução acurada da atenuação e espalhamento da radiação, o que pode propiciar medições mais exatas das doses de radiação recebidas (Xu; Eckerman, 2010).

Seguindo o Relatório Técnico No. 457 publicado pela Agência Nacional de Energia Atômica (IAEA), os *phantoms "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"* (IAEA, 2007). Na construção de um *phantom*, outras características também são levadas em consideração, como o tipo de radiação, qualidade e faixa de energia nas medições, além do custo dos materiais e a estabilidade dimensional (Goldstone, 1990).

Os requisitos de seleção para os materiais substitutos e apropriados variam de acordo com o tipo de *phantom* que está sendo utilizado e qual a sua aplicação e seu design. Na maioria dos casos, um *phantom* visa simular um tipo de tecido como: músculo, osso ou os pulmões (Dewerd; Kissick, 2014). De acordo com seu propósito, ao selecionar ou projetar os *phantoms*, deve-se levar em conta os materiais a serem utilizados, a forma física do objeto e como isso afetará o que está tentando ser medido e a região de interesse (Goldstone, 1990).

2.4 Etapas para construção de um *phantom*

Existem várias propriedades que podem ser usadas como medida de equivalência de um tecido simulador. A densidade física e o número atômico efetivo podem ser usados como avaliadores iniciais de equivalência de tecido dos materiais (Dewerd; Kissick, 2014), enquanto a densidade eletrônica e o coeficiente de atenuação em massa detalham melhor a interação e deposição da radiação no tecido de interesse (Pantelis *et al*., 2004).

Em grande parte dos casos, existem materiais disponíveis que simulam tecidos com bastante precisão, porém apresentam certas divergências que devem

ser levadas em consideração quando estão sendo utilizados. (Dewerd; Kissick, 2014).

2.4.1 Materiais tecido equivalentes

Um bom material mimetizador é um material que busca simular, o mais precisamente possível, as características do tecido biológico real (Lima *et al*., 2022). A escolha correta do material influencia no desenvolvimento e na função de todo e qualquer tipo de *phantom*, pois cada tecido do corpo humano é único em decorrência de sua composição química, deste modo suas propriedades de interação com a radiação são diferentes devendo se assemelhar o máximo possível ao tecido real (Savi, 2022).

Existem materiais disponíveis que foram desenvolvidos para simular tecidos nas faixas de energia de diagnóstico e tratamento, no entanto, mesmo dentro de determinada faixa de energia o espectro do feixe usado é frequentemente amplo, fazendo com que erros estejam presentes em algum grau (Dewerd; Kissick, 2014).

De acordo com a ICRU 48 (1952), qualquer *phantom* utilizado para função dosimétrica ou qualquer outra medida de radiação ou imageamento deve seguir tais requisitos:

a) a geometria do *phantom*, suas dimensões físicas internas e externas, devem estar em conformidade com as especificadas e dentro dos limites requeridos para aplicação específica;

b) tecidos substitutos utilizados na construção do *phantom* devem ter composição e densidades conhecidas ou valores medidos de absorção e espalhamento conhecidos;

c) tecidos substitutos não devem introduzir erros maiores do que permitido pela aplicação nas estimativas de dose absorvida e na atenuação da radiação.

2.4.2 Planejamento e moldagem

Os primeiros *phantoms* possuíam design simples, meramente constituídos por blocos de cera ou tanques de água. Esses *phantoms* apesar de não serem

sofisticados, ainda são utilizados em diversos aspectos da dosimetria (Dewerd; Kissick, 2014). Com o passar do tempo, phantoms de maior exatidão se mostraram necessários, não apenas para dosimetria, mas também para planejamentos de terapia e ensino. Com a evolução dos softwares de reconstrução e a aplicação da tomografia computadorizada, atualmente é possível construir *phantoms* anatomicamente iguais a um corpo humano (Savi *et al*., 2020).

São relatadas grandes variações nos detalhes anatômicos em *phantoms* já existentes, entretanto essas variações anatômicas são esperadas devido às particularidades dos indivíduos (Xu; Eckerman, 2010).

2.5 Impressão 3D

A impressão tridimensional (3D) existe há mais de 30 anos, mas foi apenas recentemente que essa tecnologia se tornou amplamente acessível tanto ao público quanto às empresas (Horne; Hausman, 2017). É uma técnica considerada bastante atraente pela flexibilidade e capacidade de construir geometrias complexas (Marques, 2014).

Também conhecida como Manufatura Aditiva (AM, do inglês *Additive Manufacturing*), a impressão 3D é um processo de fabricação por meio da adição sucessiva de material na forma de camadas, com informações obtidas diretamente de uma representação geométrica computacional 3D do componente (Volpato, 2017). Esse processo aditivo permite fabricar componentes físicos a partir de vários tipos de materiais, em diferentes formas e a partir de diferentes princípios (Volpato, 2017).

Segundo Volpato (2017), a utilização da tecnologia de impressão 3D apresenta como vantagens:

a) liberdade geométrica na fabricação, independente da complexidade das peças;

b) baixo desperdício de material e utilização eficiente de energia;

c) não requer dispositivos de fixação;

d) não é necessária troca de ferramentas durante a fabricação do componente;

e) fabricação em um único equipamento, do início ao fim, em uma única etapa.

2.5.1 Tecnologias de impressão 3D

As tecnologias de AM se tornaram possíveis pela integração de processos tradicionais de manufatura como metalurgia, soldagem e usinagem com diversas outras tecnologias e pelo desenvolvimento de materiais adequados a cada um desses processos (Volpato, 2017).

A primeira ideia de tecnologia 3D surgiu em 1981, quando Hideo Kodama inventou dois métodos de manufatura aditiva para a produção de modelos plásticos utilizando tecnologias próximas a estereolitografia com cura ultravioleta (UV) (Kodama, 1981), porém, foi com a o desenvolvimento da primeira impressora robô 3D em 1984 e patenteada por Charles Hull em 1988 que se obteve o marco inicial para a indústria de manufatura 3D impulsionando o surgimento de novas tecnologias (Horvarth; Cameron, 2020).

2.5.2 Técnicas de impressão 3D

É possível encontrar diferentes tipos de impressoras 3D, entretanto todas seguem o mesmo princípio básico: criar um objeto a partir da construção de camadas sucessivas sobre uma plataforma. O tipo mais comum utiliza filamentos plásticos, que são aquecidos até derreterem e, em seguida, depositados camada por camada para formar o objeto desejado (Horvath; Cameron, 2020).

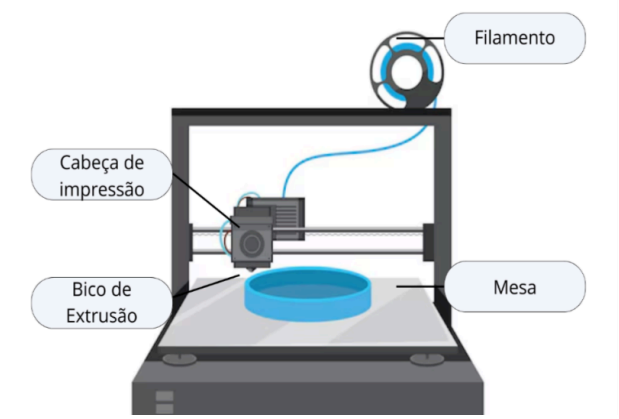
Com o aumento da percepção do potencial oferecido pela manufatura aditiva, o campo de aplicações teve uma ampliação considerável, passando a exigir mais dos processos em termos de melhoria geral da qualidade dos componentes produzidos. Em resposta a essas exigências, as tecnologias de manufatura aditiva evoluíram e novos processos foram criados, desenvolvendo e aperfeiçoando assim novas técnicas (Volpato, 2017). Na sequência são apresentadas as tecnologias mais difundidas e disponíveis no mercado atual.

2.5.2.1 Fabricação por Filamento Fundido (FFF)

Também conhecido como modelamento por deposição fundida (FDM- Fusion Deposition Modeling), se baseia na deposição dos materiais a partir de um filamento ou uma seringa (Mentxaka *et al*., 2023). Essa tecnologia se utiliza do aquecimento do bico de extrusão para derreter o filamento termoplástico que é depositado em camadas em uma superfície sendo em seguida resfriado para solidificação e aderência.

É a tecnologia mais barata e difundida atualmente, possibilitando maior área de estudo por possuir maior gama de impressoras, materiais disponíveis e, consequentemente, menor custo de aquisição (Savi, 2022). Na Figura 3 é apresentado seu funcionamento.

Figura 3 – Funcionamento de uma Impressora 3D FFF/FDM.

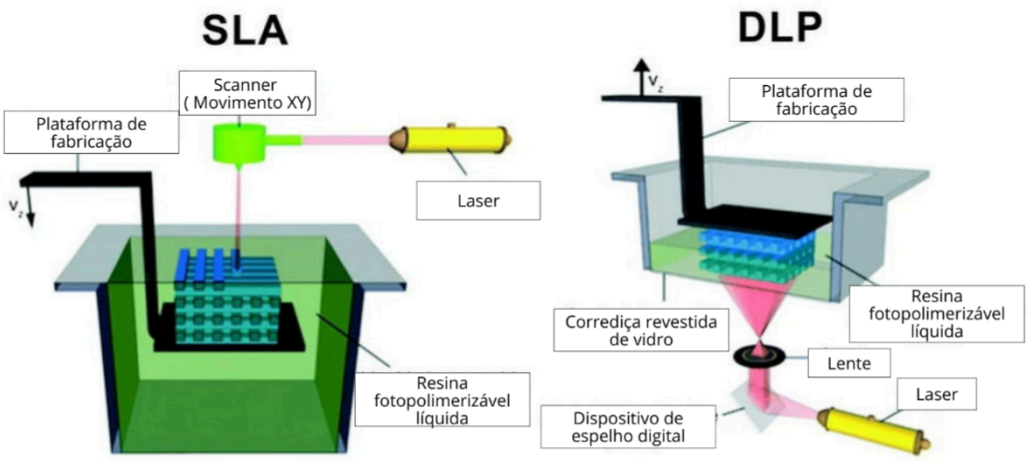


Fonte: Adaptado de Premium Vector, [s.d].

2.5.2.2 *Stereolithography* (SLA/DLP)

A *Stereolithography* ou SLA foi a primeira tecnologia de impressão 3D desenvolvida. Seu princípio de funcionamento é baseado na fotopolimerização de uma resina, utilizando um sistema de laser e espelho para pixel por pixel formar o objeto em 3D. A DLP (*Digital Light Processing*) , por outro lado, utiliza um projetor que promove a polimerização de uma camada completa ao mesmo tempo (Savi, 2022). Abaixo na Figura 4 é representado o funcionamento dessas técnicas.

Figura 4 – Funcionamento de uma Impressora SLA e DLP, respectivamente.



Fonte: Adaptado de Waheed, 2016.

2.6 *Phantoms* desenvolvidos

O conceito de *phantoms* surgiu da necessidade de simular substitutos para o tecido humano à medida que os efeitos da radiação ionizante passaram a ser mais compreendidos. Os primeiros modelos eram compostos por água e cera, com formatos simples, sendo utilizados para mensuração dos feixes de raios X. Na metade do século XX, surgiu um grande interesse em desenvolver *phantoms* antropomórficos geometricamente realistas, resultando na produção de diversos modelos de corpo inteiro e de segmentos corporais (Dewerd; Kessick, 2014).

No entanto, a inconsistência entre os tecidos humanos e os materiais disponíveis representava um desafio significativo. Apesar disso, foram desenvolvidos diversos *phantoms* voltados para diferentes sistemas de imagem, como mamografia, tomografia computadorizada, radiografia e intensificadores de imagem, além de modelos para modalidades não ionizantes, como ressonância magnética e ultrassonografia (Dewerd; Kessick, 2014).

Os *phantom*s tornaram-se mais complexos e precisos à medida que os materiais utilizados se tornaram mais precisos e reprodutivos. O desenvolvimento de materiais como resina epóxi e poliuretano, permitiam uma maior qualidade e reprodutibilidade. Esse progresso proporcionou o desenvolvimento de *phantom*s capazes de mimetizar com precisão diferentes tipos de tecidos em variadas faixas de energia, ampliando sua aplicação na área médica (Dewerd; Kessick, 2014).

Um *phantom* físico é feito utilizando materiais equivalentes aos ossos e tecidos moles do corpo que possam ser moldados para a forma da anatomia humana definindo não só as características exteriores do corpo como também definindo os detalhes dos órgãos internos, como seu volume, massa e forma (Xu; Eckerman, 2010). Os *phantoms* são classificados como *phantom* de corpo (*Body phantom*), *phantom* padrão (*standard phantom*) e *phantom* de referência *(reference phantom*). Os variados *phantoms* são discutidos de acordo com a especialidade a qual será utilizado, seja na radioterapia, diagnóstico, proteção radiológica ou radiobiologia (ICRU 48).

2.6.1 *Phantoms* em dosimetria

Os *phantom*s dosimétricos devem representar fielmente as propriedades físicas e radiológicas dos tecidos humanos, sendo adaptados conforme a energia incidente. Inicialmente, eram compostos por placas de cera e tanques de água, porém atualmente se utilizam materiais a base de epóxi como Água Virtual (Virtual Water™) e Água Sólida (Solid Water™), devido à sua simplicidade e reprodutibilidade. (Dewerd; Kessick, 2014).

A maioria dos *phantoms* dosimétricos na rotina clínica utiliza água devido à sua fácil obtenção e composição bem conhecida. Além disso, materiais não aquosos são empregados por sua eficiência e compatibilidade com filmes dosimétricos (Dewerd; Kessick, 2014).

Os *phantom*s de água permitem um número essencialmente infinito de localizações onde podem conter dosímetros. Os tanques ainda permitem a varredura dos feixes com câmaras de ionização. Os *phantoms* em placa, apesar de mais rígidos, também podem ser modificados para conter dosímetros em diferentes localizações (Dewerd; Kessick, 2014).

2.6.2 *Phantom* em radiodiagnóstico

Para modalidades de imagem, onde é necessária maior semelhança com a anatomia humana, são usados materiais que alteram as propriedades de atenuação, como água e placas de epóxi.

Um *phantom* de imagem é um objeto especialmente designado para ser analisado em diagnóstico por imagem com o objetivo de avaliar, analisar e otimizar a performance de várias modalidades de diagnóstico por imagem. Os *phantom*s são prontamente disponíveis e proporcionam maior consistência de resultados, servindo assim para evitar a exposição humana desnecessária à radiação. *Phantom* antropomórficos são os substitutos ideais para seleção de pacientes, monitoramento, treinamento e otimização dos parâmetros de varredura das modalidades de imagem permitindo repetição ilimitada da exposição à radiação. (Dewerd; Kessick, 2014).

2.6.3 *Phantom* em proteção radiológica

Os requisitos de seleção para substitutos de tecido variam de acordo com o tipo de *phantom* que está sendo utilizado e sua aplicação, como *phantoms* de retro espalhamento, medições de dose em profundidade e de radioatividade incorporada (Goldstone,1990).

Para se proteger contra o acúmulo de dose ocupacional, doses limites para órgãos radiossensíveis são recomendadas por recomendações internacionais e adotadas como regulamentações nacionais. Para dosimetria, o *phantom* deve definir os contornos de um órgão para o qual a radiação e energia depositadas serão calculadas através do rastreamento das partículas individuais (Dewerd; Kessick,2014).

2.6.4 Uso da Impressão 3D na construção de *phantoms*

A tecnologia 3D rapidamente está se tornando fácil e barata o suficiente para ser usufruída por seus consumidores, tornando possível a impressão de qualquer peça como: armas, roupas, peças de automóveis e até mesmo para confecção de joias (Ventola, 2014). Nesse contexto, a Fabricação por Filamento Fundido (FFF) aparece como o método de impressão por manufatura aditiva mais utilizado mundialmente, visto que os custos de fabricação e das inserções são menores que os outros métodos disponíveis (Villani *et al*., 2019).

A maior vantagem do uso da impressão 3D na área médica é a liberdade para produzir produtos médicos e equipamentos customizados, além de possibilitar a criação de implantes e ferramentas cirúrgicas. Tais possibilidades apresentam um impacto positivo em termos de tempo de operação, recuperação do paciente e sucesso da cirurgia ou implantes (Ventola, 2014).

Na área da saúde, a gama de campos que utiliza da radiação ionizante evoluiu na mesma medida da Prototipagem Rápida, sendo o mais comum a confecção de acessórios personalizados para pacientes da radioterapia (Su *et al*., 2014), acessórios para posicionamento e contenção em exames de imagem radiológicos e criação de *phantoms* para pesquisa e ensino (Liacouras *et al*., 2015).

Veneziani (2017), em sua tese de doutorado, desenvolveu um objeto simulador com formato de cão denominado "*canis morphic*" por meio de impressão 3D e materiais tecido-equivalentes de baixo custo disponíveis no mercado nacional para ser utilizado no controle de qualidade em radioterapia veterinária (Figura 5).

Figura 5 – Simulador de cabeça “Canis Morphic” utilizado para o planejamento em radioterapia.



Fonte: Veneziani, 2017.

Valeriano (2017) observou e avaliou o comportamento dos materiais ABS e PLA quando expostos a diferentes feixes de fótons com ênfase na radioterapia, de modo a catalogar os materiais alternativos para a utilização em controle de qualidade de radioterapia.

2.7 Materiais utilizados na construção de *phantoms*

Diversos materiais são empregados na construção de *phantoms*, variando conforme a aplicação desejada, dependendo de suas propriedades físicas e radiológicas. (Kanematsu *et al.*, 2013). Alguns exemplos de materiais utilizados na confecção de *phantom*s e suas vantagens serão descritos a seguir.

2.7.1 Acrilonitrila-butadieno-estireno (ABS)

Os polímeros ABS são sintetizados a partir de três químicos monoméricos: acrilonitrila, butadieno e estireno. Os componentes atômicos dos três químicos são geralmente carbono, nitrogênio e hidrogênio, sendo o carbono o átomo predominante (Rutkowski, 1986).

Os polímeros ABS podem ser produzidos em dois métodos gerais; cada método gera um tipo diferente de plástico que varia pelas diferenças nas proporções relativas dos componentes do monômero. No geral apresentam boa durabilidade e resiliência além de força mecânica. Ademais, esse polímero termoplástico demonstra uma combinação favorável de propriedades térmicas, elétricas e mecânicas que podem ser aprimoradas para aplicações específicas apenas alterando a composição e/ou proporção dos componentes (Rutkowski, 1986).

2.7.2 Ácido Polilático (PLA)

PLA é um poliéster termoplástico biodegradável produzido a partir da condensação polimerarizadora do ácido láctico, o qual é derivado da fermentação do açúcar encontrado em fontes de carboidrato como milho, cana de açúcar e tapioca (Nagarajan *et al*., 2016).

É um biopolímero promissor e eco-friendly para o uso no corpo humano. Devido sua biocompatibilidade, completa habilidade biodegradável e natural não tóxico de degradação, os polímeros PLA são materiais ideais para preparação de outros objetos usados em diferentes aplicações como engenharia de tecidos e criação de implantes. É altamente utilizado na engenharia de tecidos por sua biodegradabilidade e não toxicidade para humanos e natureza (Pawar, 2014).

2.7.3 Resina Epóxi

O uso da resina epóxi surgiu como uma escolha favorável para as aplicações de imagem clínicas devido às suas excepcionais propriedades e performance (LI *et al*., 2021). A resina é não tóxica, quimicamente inerte e proporciona uma excelente ligação com outros materiais como metais, cerâmicas e plásticos, além de exibir altas propriedades mecânicas e químicas, fatores que as tornam adequadas para o uso em demandas de aplicações médicas (Xu *et al*., 2020).

Ademais, são dimensionalmente estáveis, exibem mínimo encolhimento quando curado e sua reprodutibilidade e fórmula customizável contribuem para a difusão de seu uso como materiais biológicos para imagens diagnósticas e simulações (Khallouqi *et al*., 2024).

2.7.4 Silicone

O silicone possui distintas vantagens que o tornam uma escolha atrativa. Possui uma vida útil longa, mantendo as propriedades ópticas em um período que pode variar de meses a anos, se armazenada corretamente. O material é sólido quando curado, porém, permanece flexível, isso não só o torna facilmente passível para modalidades óptica e não ópticas de contato como também permite que cada camada possa ser empilhada uma sobre a outra sem a necessidade do uso de meios de contato intermediários como o gel (Saager *et al*., 2018)

O silicone, no entanto, apresenta certas desvantagens em seu uso. É um material hidrofóbico, desse modo, qualquer agente absorvente à base de água não é facilmente ou efetivamente incorporado ao material (Saager *et al*., 2018).

2.7.5 Polietileno

O polietileno ou PE é uma resina termoplástica parcialmente cristalina e flexível, obtida através da polimerização do etileno. Ele permite, por exemplo, que os alimentos possam ser embalados de maneira barata e prolonguem seus prazos de validade. Em temperatura abaixo de 60ºC, é parcialmente solúvel em todos os

solventes, apresentando como temperatura de total deformação e fusão 110º a 115ºC. Existem vários tipos de polietileno no mercado, que se diferenciam pelas condições reacionais e do sistema catalítico empregado em seu processo de polimerização (Mais polímeros, 2019).

O polietileno é classificado em diferentes categorias com base em sua densidade e na forma como as cadeias poliméricas estão organizadas. As principais categorias são:

- polietileno de baixa densidade (PEBD)**:** Possui uma estrutura de cadeia ramificada, o que lhe confere flexibilidade e boa resistência ao impacto.
- polietileno de alta densidade (PEAD): Possui uma estrutura de cadeia linear e é mais rígido e resistente do que o PEBD.
- polietileno de baixa densidade linear (PEBDL)**:** Tem uma estrutura intermediária entre o PEBD e o PEAD, combinando características de ambos (Embalaplast, 2023).

2.7.6 Filamento XCT

O filamento XCT, filamento radiopaco para tecnologia FFF, que teve seu pedido de patente registrado sob número BR1020190131179 junto ao Instituto Nacional de Propriedade Intelectual – INPI, foi desenvolvido com o intuito de sanar dois problemas de uma única vez: produzir uma alta equivalência para valores altos de HU e ser compatível com vários tecidos humanos, variando o percentual de preenchimento (Savi, 2022).

O filamento XCT está comercialmente disponível em três versões de diferentes radiopacidades. É um filamento composto por uma base de ABS variando de 72% a 86% com uma carga de $BaSO_4$ e $CaCO_3$ que varia de 14% a 28%, para ambos, esses percentuais são calculados em relação à massa de cada componente e sua mistura de cargas é sempre composta por 70% de $BaSO_4$ e 30% de $CaCO_3$. Segundo Savi (2022) as variações de composição do filamento XCT são:

a) XCT-A: 10% de $BaSO_4$, 4% de $CaCO_3$ e 86% de ABS.
b) XCT-B: 15% de $BaSO_4$, 6% de $CaCO_3$ e 79% de ABS.
c) XCT-C: 20% de $BaSO_4$, 8% de $CaCO_3$ e 72% de ABS.

3 METODOLOGIA

Essa pesquisa se caracteriza por um estudo quantitativo, essencialmente experimental, com objetivo de avaliar a relação das Unidades de Hounsfield em relação aos diâmetros de peças impressas em 3D. Segundo Michel (2005), uma pesquisa quantitativa é obtida através da busca de resultados exatos evidenciados por meio de variáveis pré-estabelecidas em que se verifica e se explica a influência sobre as variáveis, mediante análise da frequência das incidências e correlações estatísticas.

A pesquisa possui ainda caráter experimental, pois tem como objetivo avaliar os valores de HU obtidos através dos testes realizados na tomografia computadorizada com as peças preenchidas. De acordo com Lazar *et al.* (2017), uma pesquisa de caráter experimental possui a habilidade de identificar a verdadeira causa de um fenômeno permitindo que os pesquisadores possam manipular a forma de estudo de modo a obter os resultados desejados.

O método utilizado para alcançar os objetivos dispostos neste trabalho será apresentado abaixo em formato de tópicos.

3.1 Delineamento da pesquisa

A fim de alcançar os objetivos propostos ao longo deste projeto, a pesquisa será realizada em três etapas.

A primeira etapa consiste na criação do desenho e modelagem do corpo de prova, seguida pela impressão e/ou preenchimento das peças. Na segunda etapa, realiza-se a varredura das peças utilizando tomografia computadorizada, com o objetivo de obter os valores de Unidades de Hounsfield (HU). Por fim, na terceira etapa, os valores de HU obtidos são analisados e comparados com os valores correspondentes ao corpo humano, permitindo avaliar a precisão e eficácia do *phantom.*

3.2 Impressão 3D

Será explicado a seguir, a metodologia adotada para a impressão e preparação do corpo de prova, incluindo as etapas de modelagem, ajuste de parâmetros de impressão e seleção de materiais.

3.2.1 Planejamento e Design

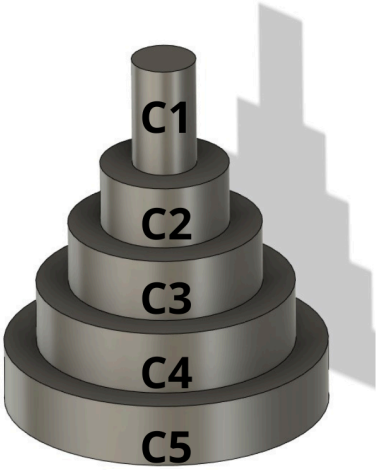
As peças foram projetadas para estudar e compreender a equivalência da atenuação em unidades de Hounsfield (HU) em função dos diferentes diâmetros. O objetivo é analisar e observar se os valores de HU variam conforme o diâmetro aumenta, verificando se a atenuação do feixe é maior ao atravessar seções de maior espessura. Como a atenuação depende da densidade e da espessura do material, é esperado que, quanto maior o diâmetro, maior seja a absorção da radiação, pois o feixe irá percorrer um maior caminho dentro do material, resultando em maiores valores de HU.

Para atender a essa necessidade, foi modelado, utilizando o software Autodesk Fusion 360, um corpo de prova de modelo cônico com degraus de diâmetros variáveis de 2 cm (C1), 4 cm (C2), 6 cm (C3), 8 cm (C4) e 10 cm (C5), possibilitando uma maior flexibilidade em experimentos com os materiais selecionados.

O modelo, impresso em filamento ABS e XCT, apresenta versões de interior oco, projetadas para possibilitar o preenchimento com diferentes materiais radiopacos com o objetivo de simular diferentes propriedades físicas e radiológicas. Além do mais, serão confeccionados modelos maciços totalmente preenchidos com o filamento de impressão 3D. Essas variações no preenchimento possibilitam avaliar a interação da radiação com os diferentes elementos e em diversas condições.

Abaixo é apresentado o modelo do corpo de prova empregado na confecção do *phantom* (Figura 6).

Figura 6 – Modelo de corpo de prova



Fonte: da autora.

3.2.2 Preparação para impressão

Após a criação do modelo de corpo de prova, é utilizado o software Simplify3D para ajustar os parâmetros essenciais de impressão como a altura dos degraus, a densidade do preenchimento (*infill*) e a necessidade de suportes customizados para áreas suspensas para assim converter o modelo em camadas e iniciar o processo de impressão.

O passo seguinte envolve a preparação ou calibração do filamento. É necessário, configurar as temperaturas do bico e da mesa de acordo com o material utilizado e por fim, realizar a calibração da mesa e fazer os testes iniciais, observando fluxo, temperatura e retração, os quais garantem uma boa adesão da primeira camada e reduzem riscos de falhas durante a impressão, resultando em um acabamento mais suave e preciso.

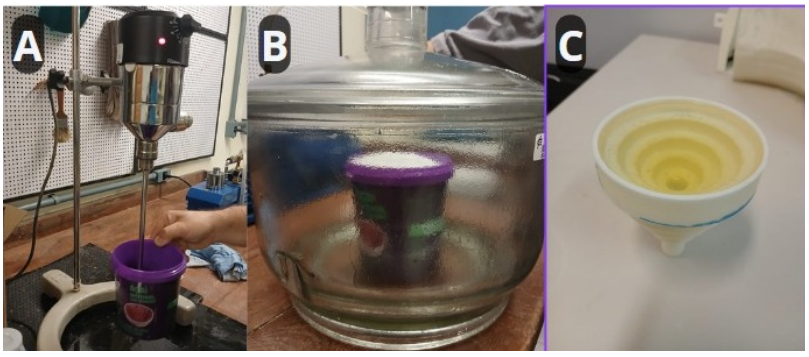
3.2.3 Seleção de materiais

Os filamentos selecionados para a impressão do corpo de prova foram o ABS, pois é considerado mais resistente e durável, sendo indicado para peças funcionais, e o filamento XCT, que é um filamento radiopaco nacional composto por uma base de ABS e uma carga de $BaSO_4$ e $CaCO_3$. Além de duas peças sólidas,

completamente preenchidas com filamentos ABS e XCT, foram selecionados os seguintes materiais, seguindo os respectivos modos de uso, para realizar o preenchimento das peças ocas:

a) *Resina Epóxi 2004 com endurecedor 3154 -Redelease:* a proporção recomendada para a mistura é de 100 partes de resina para 50 partes de endurecedor. Utilizando uma balança de precisão, foi utilizado 204g de resina para 102g de endurecedor. Com o auxílio de um misturador, misturamos os dois componentes lentamente entre 3 e 5 minutos, garantindo uma mistura homogênea. Em seguida, foi utilizado uma câmara a vácuo com o objetivo de criar um ambiente de baixa pressão, ajudando assim a evitar a formação de bolhas de ar. Após a mistura, a resina foi despejada na peça impressa, cobrindo adequadamente todas as áreas desejadas, permanecendo em temperatura ambiente por pelo menos 24 horas para que a cura ocorresse de forma completa. **Observação:** Seguindo o mesmo procedimento, foi preenchida uma peça utilizando a resina epóxi 4008 da Redelease, com o intuito de comparar o comportamento e a eficácia entre as duas formulações.

Figura 7- Resina no misturador (A); Resina na Câmara a Vácuo (B); Peça preenchida com resina (C).

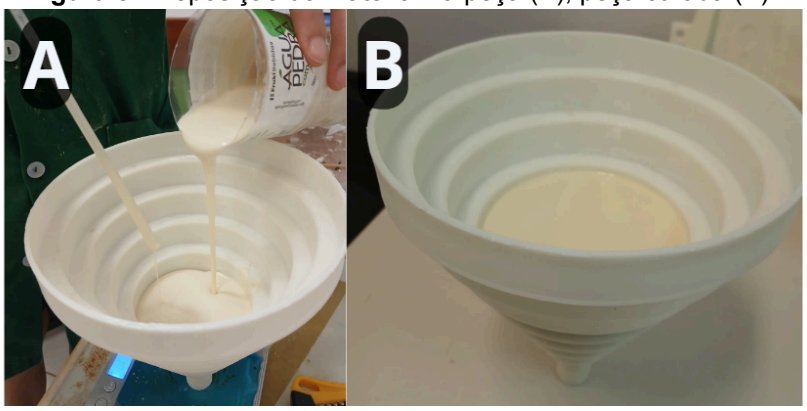


Fonte: da autora.

b) *Resina Poliuretano CST-47 A e B - Redelease:* antes de misturar os componentes, é necessário homogeneizar o componente A separadamente para garantir uma consistência uniforme. Usando uma balança de precisão, e considerando a proporção de 100 partes de Resina A para 80 partes de Endurecedor B, é colocado 170g de Resina A

para 136g de Endurecedor B. Após medir, é despejado o componente B no recipiente contendo o componente A e misturado com o auxílio do misturador até obter uma mistura homogênea. Com o auxílio da câmara a vácuo, criamos um ambiente de baixa pressão possibilitando assim uma resina sem manchas e bolhas. Em seguida, é despejada a mistura na peça impressa e deixada em repouso para iniciar o processo de cura. Esse processo ocorre a 25°C, com o tempo de cura total de 7 dias.

Figura 8 - Deposição do material na peça (A); peça curada (B).



Fonte: da autora.

c) Espuma de Poliuretano Flexível Avipol: A proporção recomendada para a mistura é de 100 partes de componente A para 30 partes de componente B. Utilizando uma balança de precisão, em um recipiente limpo, é colocado 15g de componente A e 6g de componente B, totalizando 21g. Com o auxílio de uma espátula, misturamos os dois componentes de forma lenta e cuidadosa, garantindo uma mistura homogênea evitando a formação de bolhas de ar e assegurando a completa combinação dos produtos. Após a mistura, o material é despejado diretamente na peça impressa. A espuma possui capacidade de expansão de até 6 vezes seu volume inicial. A peça permanece em temperatura ambiente por pelo menos 24 horas para que a cura ocorra de forma completa.

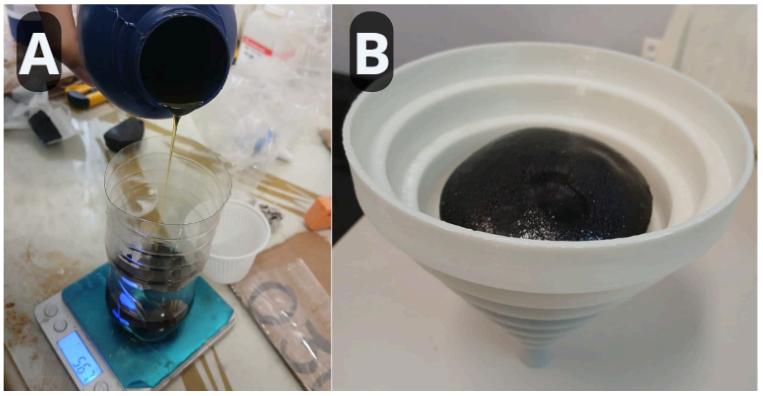
Figura 9 - Material expandido e curado.



Fonte: do autor

d) Espuma Estrutural Avipol: A proporção recomendada é de 1 parte de Componente A para 1 parte de Componente B. Utilizando uma balança de precisão, foi adicionado em um recipiente 62g de componentes A e 62g de componente B e misturados cuidadosamente até obter uma mistura homogênea e bem incorporada sem bolhas de ar. Após a mistura, a espuma é despejada diretamente na peça, evitando preenchê-la completamente, pois a espuma, durante seu processo de cura, tende a expandir, aumentando em até 5 vezes seu volume inicial. Assim como a espuma PU flexível, o tempo de cura ocorre geralmente de 30 a 60 segundos e a cura total ocorre entre 15 e 30 minutos dependendo da umidade e temperatura do ambiente.

Figura 10 - Mistura dos componentes (A); Material curado (B).

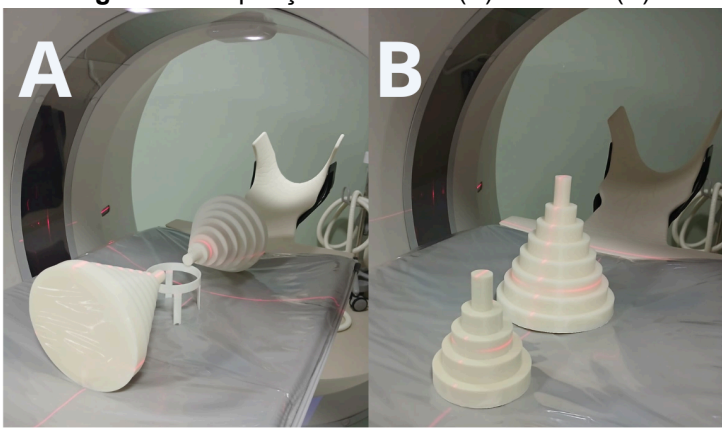


Fonte: da autora.

3.3 Correspondência do número de Hounsfield

Cada peça impressa nas etapas descritas anteriormente foi submetida a uma análise por tomografia computadorizada utilizando-se o equipamento Canon Aquilion One disponibilizado pelo Hospital Infantil Joana de Gusmão, parceiros do IFSC. As peças foram posicionadas de forma horizontal na mesa de exames, exceto aquelas totalmente preenchidas por filamento, que foram escaneadas em duas orientações: horizontal e vertical (Figura 11). As aquisições seguiram os parâmetros padronizados pelo IFSC para testes, sendo eles: 120 kVp, 200 mAs, pitch: 0,625, resolução: 512 x 512 pixels, filtro de reconstrução ósseo e janela de visualização (windowing): WW= 2700/ WC= 350.

Figura 11 - Aquisição horizontal (A) e vertical (B)



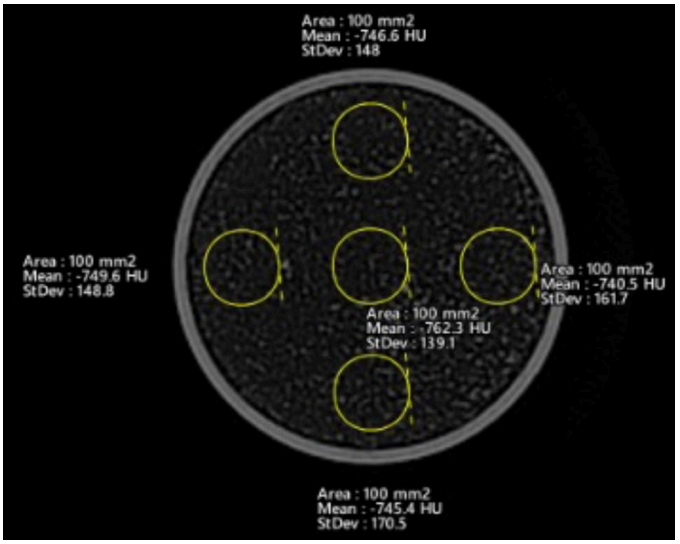
fonte: da autora.

Em seguida, utilizando o software WEASIS, foi analisada a Região de Interesse (ROI), sendo utilizada para determinar a média e o desvio padrão dos valores de HU em cada peça. Os ROI's foram analisados através de circunferências medindo aproximadamente 100mm sendo posicionados em cinco pontos: um no centro e os outros quatro nas direções norte, sul, leste e oeste, como os pontos cardeais. Conforme o diâmetro da peça diminui, os pontos também ficam mais próximos, acompanhando a redução do tamanho da peça, sendo assim, degraus menores podem apresentar camadas reduzidas de pontos (norte, sul, leste e oeste) ou até mesmo somente 1 ponto central.

A função ROI é uma ferramenta gráfica que, dependendo da fabricante do software específico do equipamento, pode ser representada como uma forma circular, elíptica, retangular, curva e em traços livres, sendo utilizada para medir a

área, a média e o desvio padrão das atenuações na região selecionada (Phillips *et al.*, 2005). Uma imagem representativa do ROI pode ser encontrada na Figura 12.

Figura 12 - Região de interesse (ROI) das peças impressas utilizando o WEASIS.

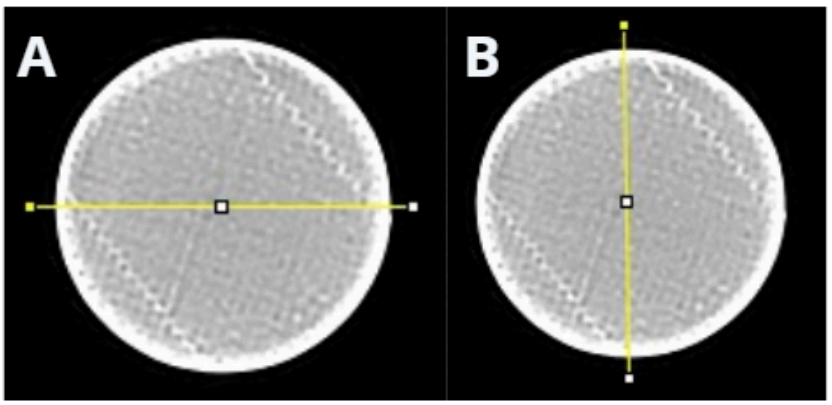


Fonte: da autora.

3.3.1 Aplicação do ROI linear e análise de dados

Após obter os dados dos ROI's em circunferências espalhadas como pontos cardeais, é realizado, no mesmo corte tomográfico, um ROI linear ao longo de seu diâmetro e centralizado à peça através do software ImageJ como podemos visualizar na figura a seguir (Figura 13). Utilizando a ferramenta "*measure"* e *"plot",* é encontrado os valores de HU de todos os pixels encontrados nesta linha.

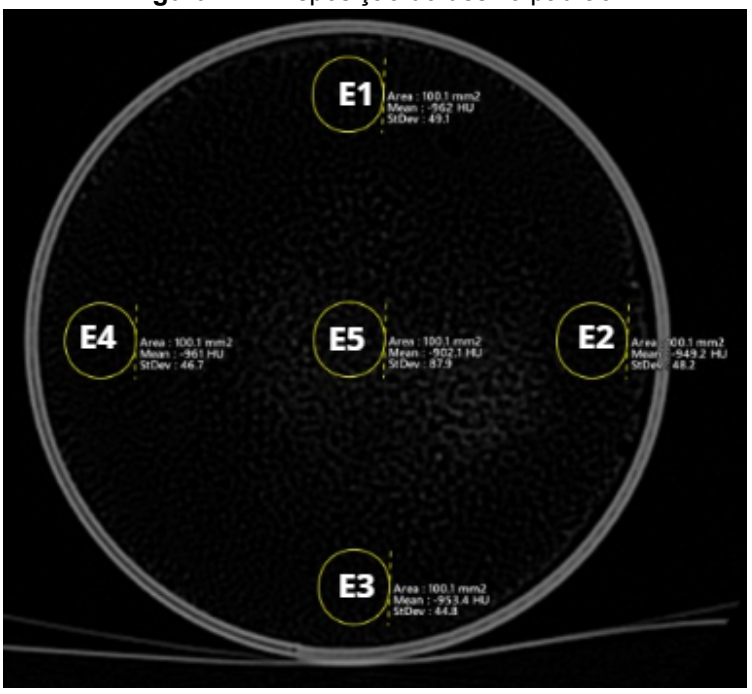
Figura 13- ROI linear ao longo do diâmetro horizontal (A) e vertical (B).



Fonte: da autor

As informações obtidas foram adicionadas em uma planilha no Excell contendo as médias e desvio padrão de cada degrau e circunferência individualmente, anexa a essas informações estão todos os valores de HU obtidos na plotagem realizada pelo ImageJ. O desvio padrão apresentado foi obtido a partir da análise das circunferências plotadas nas imagens geradas pelo software Weasis, sendo denominadas de E1, E2, E3, E4 e E5 como demonstrado na imagem abaixo (Figura 14). A partir das medições feitas nas regiões citadas anteriormente, foram extraídos os valores de desvio padrão, que representam a variabilidade das características das circunferências em relação ao seu valor médio.

Figura 14 - Disposição do desvio padrão.



Fonte: da autora.

De modo a reunir esses dados e transformar em gráficos que permitissem uma visualização ampla do que acontece ao longo das camadas, foi utilizado o software OriginPRO, criando-se assim gráficos de variação de médias e desvios padrões e dispersão dos valores de HU por camadas. Tais gráficos podem ser encontrados no Capítulo 4, seguidos pela análise dos mesmos.

4 RESULTADOS

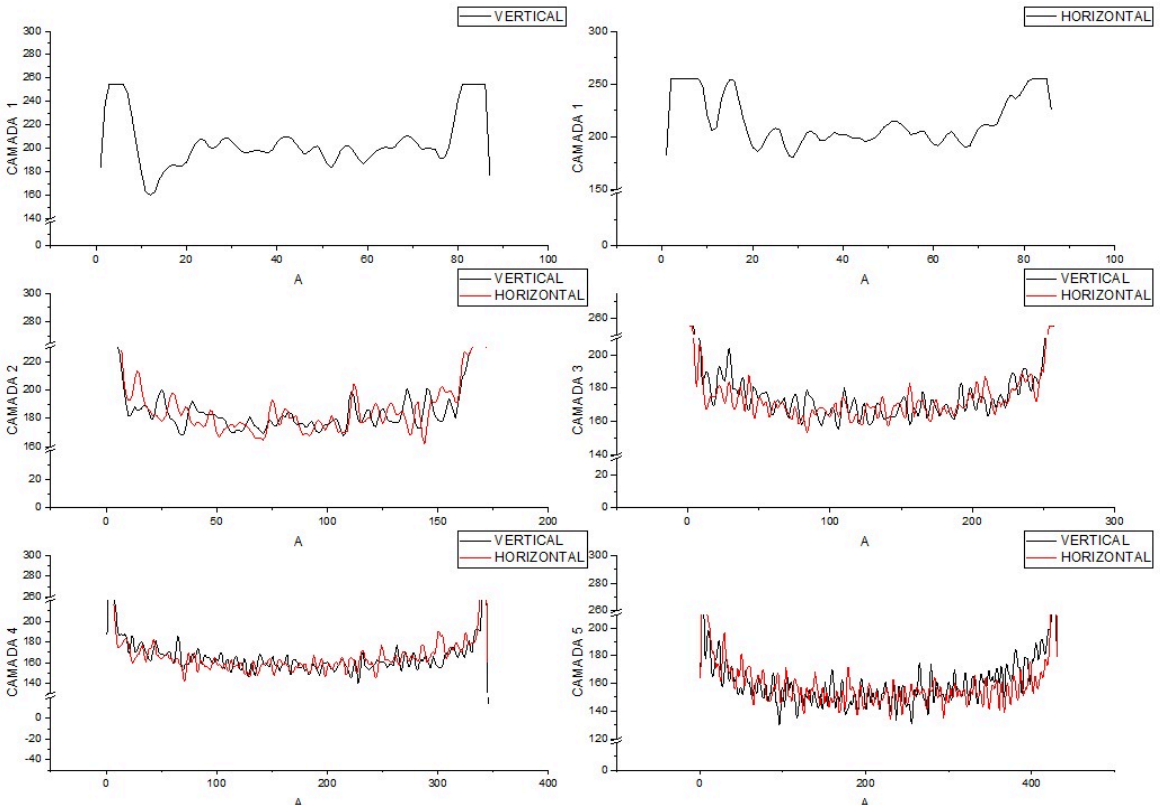
Nos subcapítulos a seguir são apresentadas as análises dos dados coletados e os resultados obtidos.

4.1 XCT

Nos gráficos da peça impressa em filamento XCT, podemos perceber que em C1, os perfis verticais e horizontais apresentam valores de HU mais elevados, com valores que variam de 180 a 255 HU demonstrando oscilações mais evidentes, fato este que sugere uma maior heterogeneidade interna. Apesar dessas variações, os valores permanecem dentro de uma faixa coerente, não apresentando picos ou quedas extremas. De C2 a C5, os valores médios de HU diminuem gradualmente em relação ao C1 apresentando uma variação de 170 a 230 em todas as camadas.

As linhas verticais e horizontais acompanham trajetórias semelhantes, com oscilações que, embora aparente mais intensas, seguem paralelas, indicando um padrão de variação que afeta tanto a linha vertical quanto a horizontal. Tal fato se mostra muito semelhante ao relatado por Savi (2022) em sua tese, onde o valor de HU diminuía praticamente de forma diretamente proporcional ao aumento no diâmetro dos discos. Nota-se que todos os gráficos exibem um comportamento em formato de U (Figura 15), com valores um pouco mais altos nas extremidades e menores na região central, podendo sugerir uma diferença na densidade entre as bordas e o centro do preenchimento.

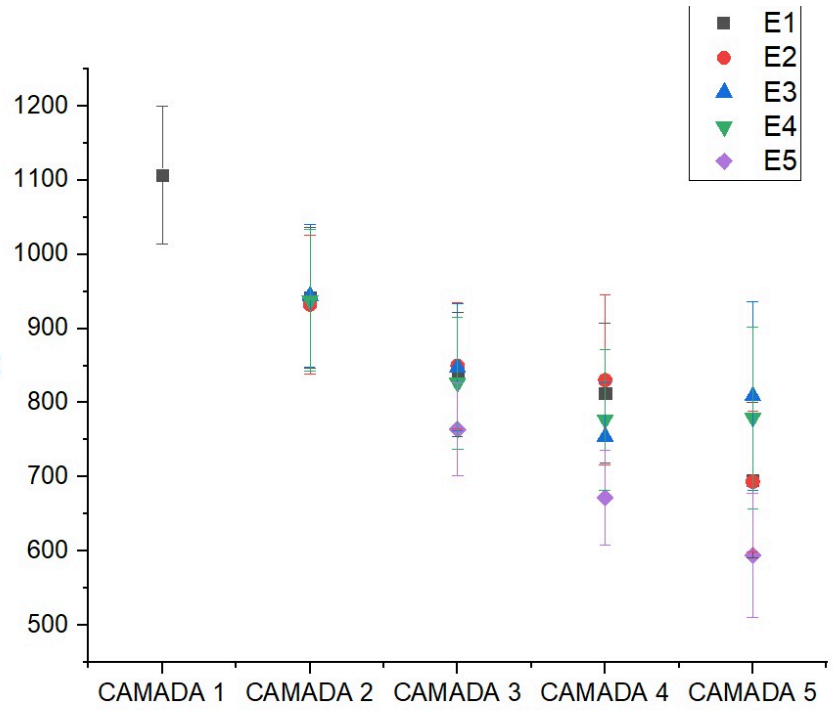
Figura 15 - Gráfico de ROI Linear XCT



Fonte: da autora.

Quanto ao desvio padrão, de acordo com as circunferências, em C1, o valor médio é de cerca de 1100 HU com barras de erro de valores relevantes, o que indica que nessa camada há uma maior dispersão dos valores, fato este que sugere a existência de uma maior heterogeneidade interna ou variações mais marcantes. Nos degraus seguintes, de C2 a C5, há uma tendência de redução gradual dos valores do desvio padrão, o que indica que o material se torna progressivamente mais homogêneo. Na figura 16, podemos perceber também que as medições E1 a E5 permanecem relativamente próximas entre si, apesar de pequenas diferenças.

Figura 16 - Gráfico de desvio padrão XCT

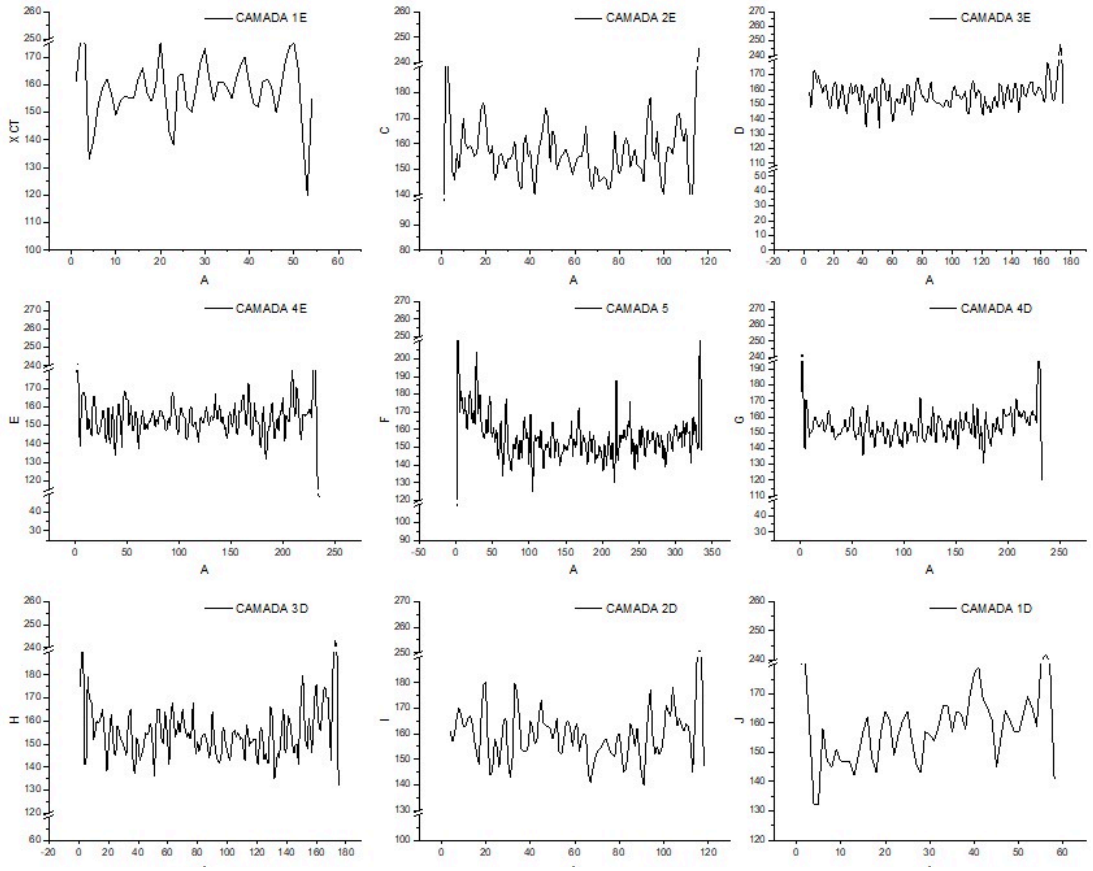


Fonte: da autora.

4.1.1 XCT cortes verticais

No gráfico de análise dos valores nos cortes tomográficos verticais, podemos avaliar a variação dos números de hounsfield ao longo de seções lineares de ROI 's verticais nos diferentes degraus da peça (Figura 17). Podemos perceber que muitos dos degraus apresentam uma variação estável com pequenas flutuações de valores sugerindo uma homogeneidade com picos e quedas pontuais, visto que certos gráficos apresentam valores mais constantes enquanto outros possuem maiores oscilações como o caso do gráfico dos degraus 1E e 1D. Degraus mais inferiores apresentam maior oscilação em seus valores, o que sugere que degraus menores são mais heterogêneos. Degraus intermediários apresentam uma maior estabilidade em seus valores indicando maior uniformidade no preenchimento da peça; por fim, as degraus mais superiores apresentam certos picos de oscilação podendo indicar maior atenuação da peça.

Figura 17 - Gráficos de ROI Linear XCT cortes verticais.



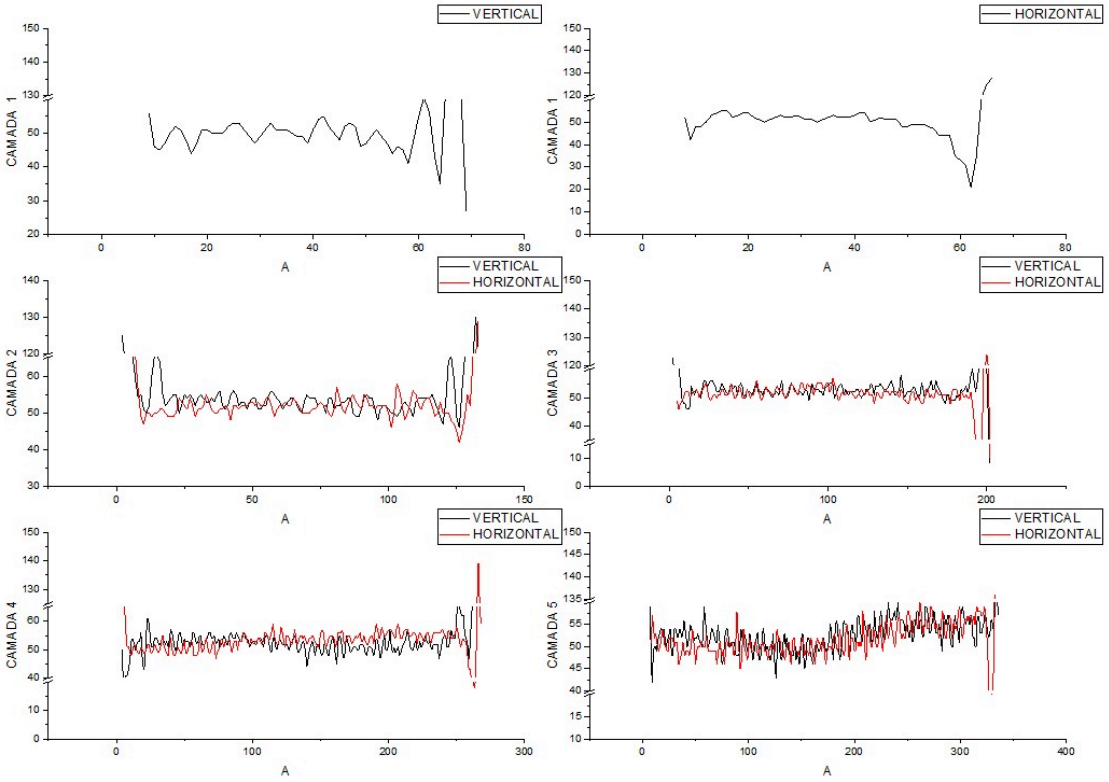
Fonte: da autora.

4.2 ABS

No gráfico de análise do ROI linear podemos perceber uma variação mais acentuada nas duas direções, vertical e horizontal em C1, onde os valores oscilam significativamente ao longo da linha, o que indica uma maior heterogeneidade no degrau, o que reforça a análise do gráfico de desvio padrão, onde ela tem uma maior variabilidade comparada aos demais degraus. A partir de C2, as linhas verticais e horizontais passam a se sobrepor de uma forma mais consistente, mostrando menos oscilação ao longo do comprimento, indicando maior uniformidade.

Em C3, C4 e C5, verifica-se uma tendência de estabilização desses valores, apresentando diferenças mínimas entre as linhas verticais e horizontais, com apenas pequenas oscilações, que são esperadas, porém não apresentam valores significativos (Figura 18).

Figura 18 - Gráfico de ROI Linear ABS

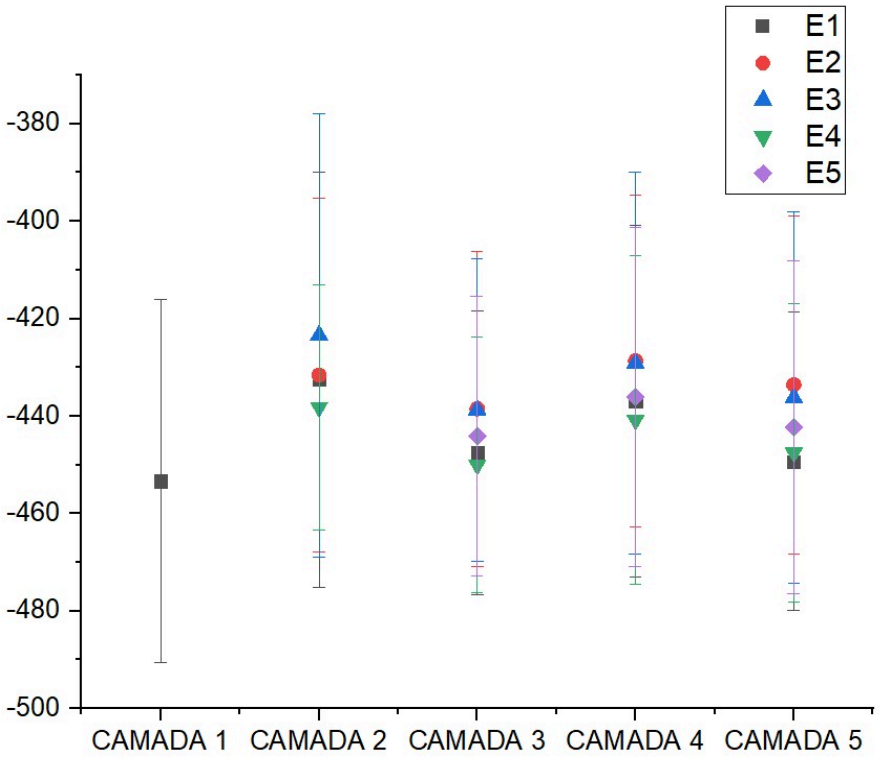


Fonte: da autora.

O gráfico de análise do desvio padrão do filamento ABS indicam que C1 apresenta um maior desvio padrão em relação aos outros degraus, o que indica maior heterogeneidade da densidade ou estrutura dessa camada, podendo ser causado por uma irregularidade na impressão ou variações térmicas nesse primeiro degrau. Em C2 a C5, os desvios padrões encontrados são menores e mais consistentes, o que indica maior homogeneidade (Figura 19). A sobreposição dos valores e dos desvios-padrão mostra que nesses degraus o ABS possui um comportamento mais estável.

De modo geral, podemos afirmar que após o primeiro degrau, o desvio diminui e se estabiliza, podendo indicar que depois da base, o processo de extrusão foi mais controlado. Conclui-se assim que o filamento ABS tem maior variabilidade no primeiro degrau e maior uniformidade nos degraus superiores.

Figura 19 - Gráfico desvio padrão ABS.

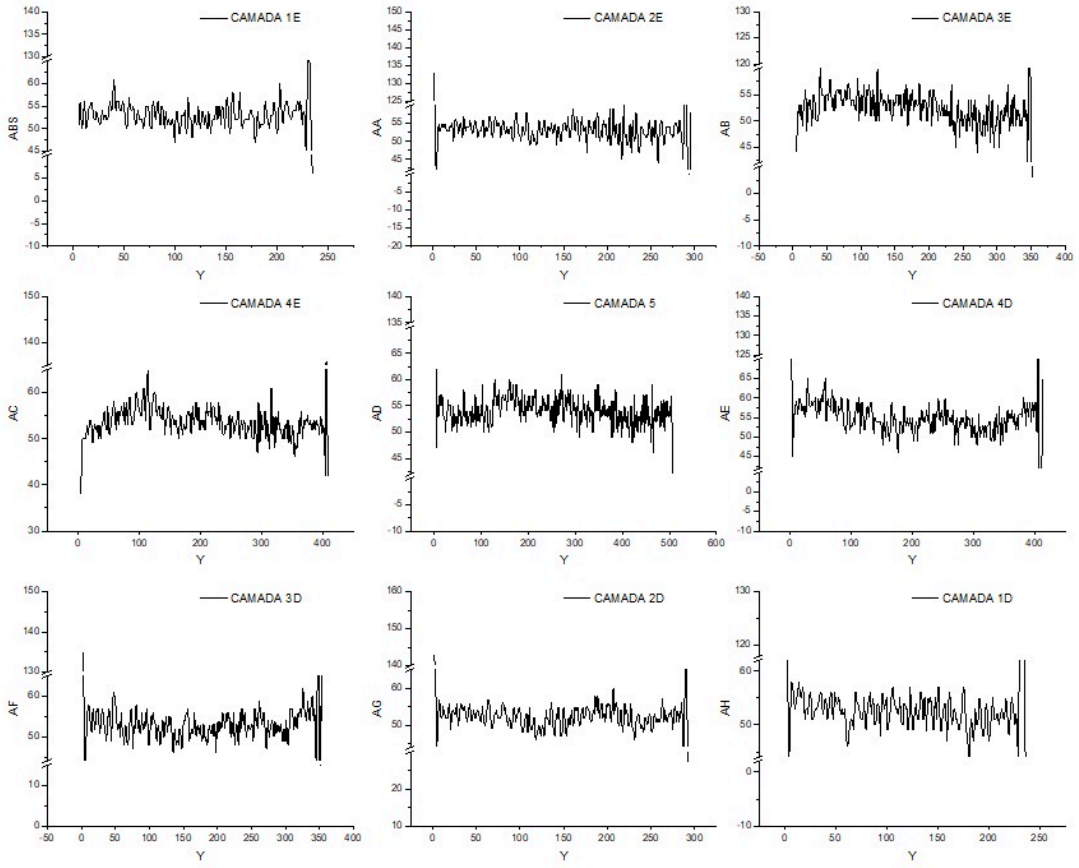


fonte: da autora.

4.2.1 ABS cortes verticais

Em todos os degraus, observa-se que os valores de HU apresentam entre 40 e 90 HU. Há oscilações ao longo da linha vertical, mas, de modo geral, não possuem picos muito acentuados, nem quedas bruscas, o que indica boa uniformidade interna e apenas uma leve heterogeneidade sem comprometer a homogeneidade da peça no geral. Nos degraus mais inferiores (C4 e C5), podemos perceber oscilações um pouco mais marcadas e dispersões levemente maiores, especialmente no centro e próximo ao final das linhas, indicando variações de densidade material (Figura 20).

Figura 20 - Gráfico de ROI Linear ABS cortes verticais.



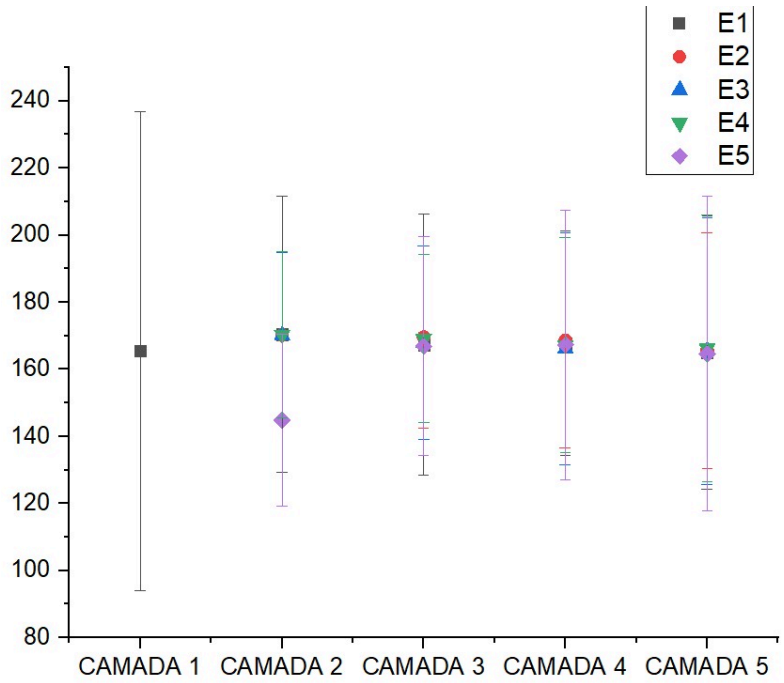
Fonte: da autora.

4.3 Poliuretano

No gráfico de análise dos ROI's lineares, podemos perceber, em C1, que os valores da análise vertical e horizontal mostram grande variação e oscilação evidente, estando visivelmente heterogêneos, fato que pode ser observado no gráfico de desvio padrão, sendo possivelmente causado por artefatos de borda ou deposição do material (Figura 21).

Nos demais degraus, foi visualizado uma maior uniformidade nos valores, onde as curvas verticais acompanham as horizontais com leves oscilações, apresentando uma média de HU mais estável e com menor ruído. Nos degraus C3 a C5, fica evidente a sobreposição das curvas, indicando uma excelente uniformidade em todas as direções do material, com poucas oscilações fora do padrão.

Figura 21- Gráfico de desvio padrão do poliuretano.



fonte: da autora.

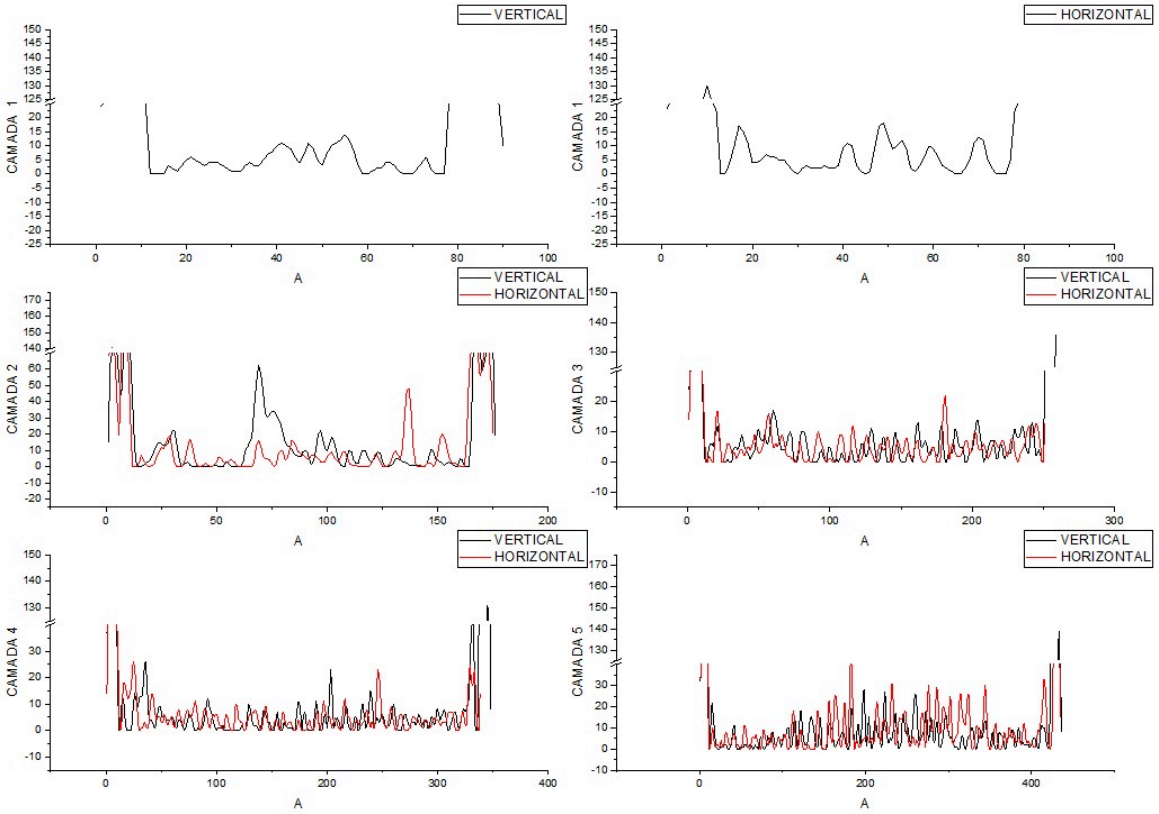
Nessa análise, podemos ressaltar o bom comportamento radiológico do poliuretano a partir do degrau C2, com valores de HU estáveis em ambas as direções estudadas, sugerindo que, a partir de tal camada, a estrutura interna é mais uniforme, sendo ideal para aplicações que requerem reprodutibilidade radiográfica. Tal acontecimento sugere que a homogeneidade do material aumenta conforme a profundidade da peça, tendo como provável causa a forma como o material foi depositado na peça ou curado.

4.4 Espuma

Na peça preenchida com espuma expansível, os valores apresentados no degrau C1 possuem um baixo desvio padrão, com pouca dispersão entre as amostras, indicando boa homogeneidade. No degrau C2, o gráfico apresenta um grande aumento no desvio padrão, que possui uma dispersão muito elevada, o que indica uma alta variabilidade da densidade da espuma nesse degrau, podendo ser resultado de formação irregular e/ou instabilidade na expansão da espuma, gerando

assim ruídos com maior número de HU. Apesar disso, todas as outras amostras nesse degrau possuem valores estáveis e compatíveis com os demais, o que sugere apenas um desvio pontual como é possível perceber no gráfico a seguir (Figura 22).

Figura 22- Gráfico de ROI Linear da espuma.

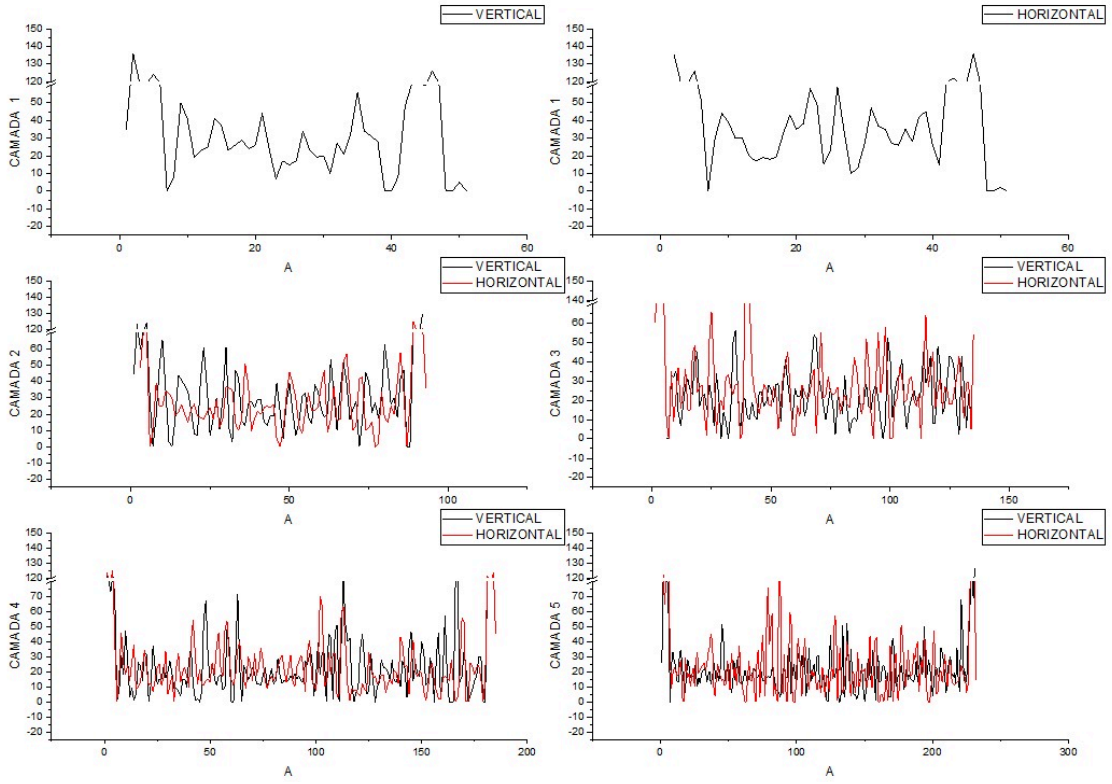


Fonte: da autora.

4.5 PU estrutural

O gráfico de ROI linear do PU apresenta os valores de HU das curvas verticais e horizontais mais baixos, com oscilações suaves, e um perfil mais contínuo, o que indica uma menor densidade nessa região e uma distribuição mais homogênea do material. No degrau C2 nota-se um aumento na frequência de intensidade das variações, com picos mais agudos nas duas direções, o que aponta uma estrutura mais heterogênea, com flutuações de densidade maiores. As curvas ainda apresentam boa sobreposição, mas a quantidade de ruídos sugere irregularidades, como bolhas ou vazios não uniformes (Figura 23).

Figura 23- Gráfico de ROI Linear do PU Estrutural



Fonte: da autora.

Nos degraus C3 a C5, o padrão de oscilação elevado permanece, com muitos picos, porém apresentam uma maior coerência entre os traços horizontais e verticais, o que sugere que, apesar dessas variações, existe uma simetria na estrutura, indicando uma estabilidade do material.

4.6 Resina 2004

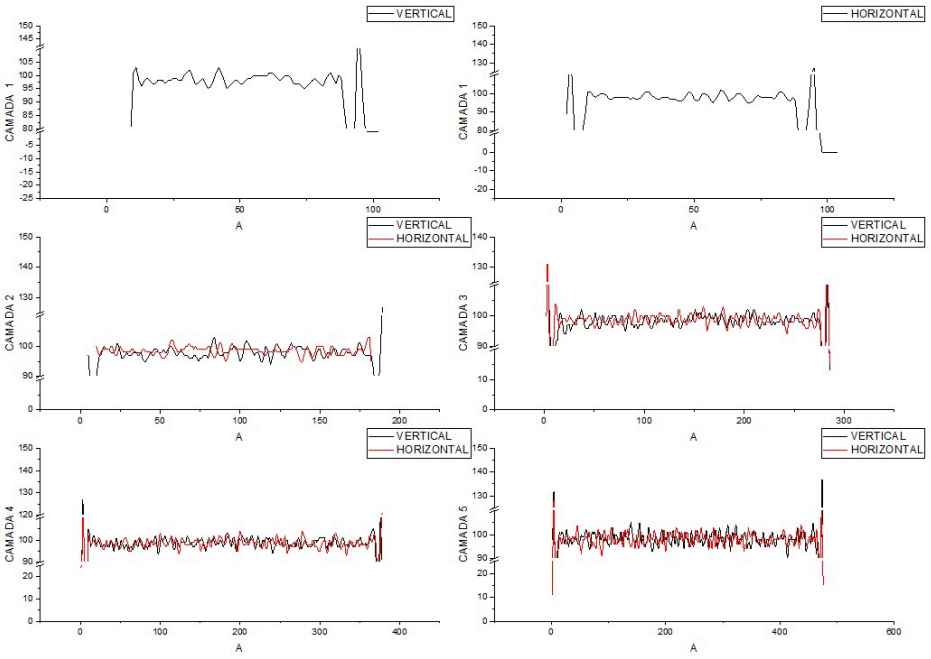
No degrau C1, os valores de HU tanto nas linhas verticais quanto nas horizontais, apresentam uma variação um pouco maior, apresentando uma oscilação, porém, sem apresentarem picos extremos nem quedas bruscas, indicando uma variação interna, porém sem valores expressivos. Nos degraus C2 a C5, as linhas verticais e horizontais ficam bem próximas com uma oscilação suave de pequenas ondulações, mostrando leve heterogeneidade, porém sem grandes desvios, com os valores se mantendo estáveis.

No geral, o preenchimento é relativamente homogêneo, pois não apresenta grandes variações de HU ao longo das linhas. As diferenças entre a análise vertical e horizontal são muito pequenas, o que mostra uma boa uniformidade interna

4.7 Resina 4008

No gráfico de ROI linear da resina 4008, os perfis verticais e horizontais do degrau C1 apresentam valores de HU mais elevados e relativamente mais constantes ao longo da linha. Apresentam pequenas oscilações, porém com valores estáveis, sugerindo uma distribuição interna relativamente homogênea de pequenas variações. Nos degraus C2 e C5, as linhas verticais e horizontais se mantêm muito próximas em todas as camadas. Pode ser observada uma leve oscilação ao longo das linhas, mas sem grandes desvios, nem picos ou quedas bruscas. Nesses degraus, os valores médios de HU ficam estáveis, indicando boa uniformidade interna (Figura 24). Podemos notar ainda que, nas linhas verticais e horizontais, as barras são mais curtas e as pontas (picos) mais próximas entre si, apresentando boa consistência do preenchimento ao longo da peça.

Figura 24- Gráfico ROI Linear Resina 4008.



Fonte: da autora.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Em grande parte dos materiais avaliados, pode-se perceber uma tendência comum entre todas as peças testadas, onde o C1 é consistentemente mais heterogêneo e apresenta maior desvio padrão e oscilações mais intensas nos gráficos. Tais acontecimentos podem estar relacionados por fatores ligados ao processo de impressão, deposição do material ou cura do mesmo. De C2 em diante, os demais valores apresentam reduções na variabilidade do desvio padrão e maior uniformidade em sua distribuição. Na peça feita inteiramente com filamento XCT, podemos identificar um padrão em formato de U, fato esse que sugere uma maior densidade do material na extremidade e menor no centro da peça.

Analisando de forma sucinta, o filamento XCT possui maior oscilação no primeiro degrau com valores mais elevados, seguido pela redução dos valores nos degraus seguintes e padrão em U, tal fato corrobora com o resultado encontrado na tese apresentada por Savi (2022), que afirma que existe diferença de atenuação em relação ao diâmetro e que só é percebida em materiais bastante radiopacos. O ABS, poliuretano, PU estrutural e ambas resinas também apresentam variabilidade no primeiro degrau seguida de uniformidade pelos degraus seguintes. A espuma, por sua vez, apresenta C2 como um ponto de instabilidade, fato esse que pode estar relacionado a defeitos no processo de expansão e cura da espuma, ou até mesmo o excesso de ruídos na região avaliada, entretanto, essa amostra se mostrou apenas pontual visto que os demais degraus apresentam valores homogêneos.

Um fato importante a ser destacado, que fica evidente nos gráficos, é que, mesmo após a remoção dos valores das bordas das peças nos gráficos, mantendo apenas os valores do preenchimento, ainda é possível observar a influência dos filamentos nos valores obtidos. Isso resulta em uma exacerbada elevação dos valores de HU nas bordas dos gráficos, o que provavelmente é causado pelo endurecimento do feixe.

5.1 Sugestões para trabalhos futuros

Com base nos resultados obtidos e nas observações feitas, podemos sugerir, para análises futuras, a aplicação de reconstruções volumétricas para avaliar a distribuição da densidade do material ao longo de todo o volume da peça, revelando assim a existência de locais não preenchidos, bolhas ou padrões que não são vistos através da tomografia computadorizada e das análises realizadas.

Também se sugere a otimização nos processos de fabricação das peças, visto que, neste trabalho, foi detectada uma instabilidade geral na camada 1 na maioria dos materiais. Para materiais como resina, PU e espuma, sugere-se realizar um processo de cura que evite a elevação excessiva da temperatura do material, a fim de reduzir a formação de bolhas que podem vir a interferir nos valores obtidos e resultados finais da peça.

REFERÊNCIAS

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

ANWARI, V.; LAI, A.; URSANI, A.; REGO, K.; KARASFI, B.; SAJJA, S.; PAUL, N. **3D printed CT-based abdominal structure mannequin for enabling research.** 3D Printing in Medicine, v. 6, n. 1, p. 1–12, 5 fev. 2020. Disponível em: https://link.springer.com/articles/10.1186/s41205-020-0056-9. Acesso em: 24 de outubro de 2024.

BOET, S., BOULD, M. D., FUNG, L., QOSA, H., PERRIER, L., TAVARES, W., … TRICCO, A. C. (2014). **Transfer of learning and patient outcome in simulated crisis resource management: a systematic review.** Canadian Journal of Anesthesia/Journal Canadien D'anesthésie, 61(6), 571–582. doi:10.1007/s12630-014-0143-8

BRASIL. Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN). **Resolução CNEN 3.01/1999 – Proteção Radiológica em Instituições que Utilizam Radiações Ionizantes.** Brasília: CNEN, 1999.

CASIRAGHI, Margherita; SCARONE, Pietro; BELLESI, Luca; PILIERO, Maria Antonietta; PUPILLO, Francesco; GAUDINO, Diego; FUMAGALLI, Giulia; GRANDE, Filippo del; PRESILLA, Stefano. **Effective dose and image quality for intraoperative imaging with a cone-beam CT and a mobile multi-slice CT in spinal surgery: a phantom study.** Physica Medica, v. 81, p. 9-19, jan. 2021. Elsevier BV. http://dx.doi.org/10.1016/j.ejmp.2020.11.006

COOPER, J. B.; TAQUETI, V. R. **A brief history of the development of mannequin simulators for clinical education and training.** Postgraduate Medical Journal, v. 84, n. 997, p. 563-570, 1 nov. 2008. Oxford University Press (OUP). http://dx.doi.org/10.1136/qshc.2004.009886. Acesso em 20 Nov. 2024.

CUNHA, Arthur Pinto da. **Desenvolvimento de dente molar artificial em impressora 3D para utilização em simuladores antropomórficos**. 2019. 60 f. TCC (Graduação) - Curso de Cst Radiologia, Instituto Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2019.

DEWERD, L. A., KISSICK, M. (Eds.). (2014). **The Phantoms of Medical and Health Physics.** Biological and Medical Physics, Biomedical Engineering. doi:10.1007/978-1-4614-8304-5

EMBALAPLAST. **O que é polietileno para que serve?** – Embalaplast. Disponível em: https://embalaplast.com.br/blog/o-que-e-polietileno-para-que-serve/.

BRASIL. Inca. Instituto Nacional de Câncer. **Exposição à radiação**. 2022. Disponível em:

https://www.gov.br/inca/pt-br/assuntos/causas-e-prevencao-do-cancer/exposicao-a-radiacao. Acesso em: 25 jan. 2025.

FABIO, N. T. **Diferença entre Radiolúcido e Radiopaco: Entenda as Características** | Actualizado febrero 2025. Disponível em: https://iotizar.pt/blog/radiolucido-o-radiopaco/. Acesso em: 1 fev. 2025.

FANTOMA DE PROVA PARA MAMOGRAFIA - Pure Imaging Phantoms. Disponível em: https://www.medicalexpo.es/prod/pure-imaging-phantoms/product-115169-769027.html. Acesso em: 6 fev. 2025.

GEEFORCE DESIGN. **CT Performance Phantom** > Pro-CT Phantoms > Nuclemed. Disponível em: https://www.nuclemed.be/product.php?cat=139&prod=467. Acesso em: 6 fev. 2025.

GOLDSTONE, K.E. (1990). **Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement**. ICRU Report 44, International Commission on Radiation Units and Measurements, 41.

HARTUNG, Michael P.; BROWN, Adam. **Abdominal CT: Attenuation.** 2024. Disponível em: https://www.google.com.br/books/edition/FABRICACI%C3%93N_ADITIVA/XwbfEAAAQBAJ?hl=pt-BR&gbpv=0. Acesso em: 05 jan. 2025.

HORN, Richard; HAUSMAN, Kalani Kirk. **3D Printing For Dummies.** 2. Ed. Hoboken: John Wiley & Sons, 2017.

HORVATH, Joan; CAMERON, Rich. **Mastering 3D Printing: a guide to modeling, printing, and prototyping**. United States: Apress, 2020. 347 p.

ICRU, INTERNACIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS & MEASUREMENTS. **Relatório n. 48.** 1992. Disponível em: http://www.icru.org/. Acesso em: 24 dez. 2024.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice**. IAEA, Vienna, 2007 (Technical Report Series No. 457).

JAHNKE, Paul; LIMBERG, Felix R. P.; GERBL, Andreas; PARDO, Gracia L. Ardila; BRAUN, Victor P. B.; HAMM, Bernd; SCHEEL, Michael**. Radiopaque Three-dimensional Printing: a method to create realistic CT phantoms.** Radiology, v. 282, n. 2, p. 569-575, fev. 2017. Radiological Society of North America (RSNA). http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2016152710.

JONES, Felipe; PASSOS-NETO, Carlos; BRAGHIROLI, Odonne Melro; BRAGHIROLI, Odonne Melro. **Simulation in Medical Education: brief history and methodology.** Principles And Practice Of Clinical Research Journal, v. 1, n. 2, p. 56-63, 16 set. 2015. Principles and Practice of Clinical Research. http://dx.doi.org/10.21801/ppcrj.2015.12.8.

KANEMATSU, Nobuyuki; KOBA, Yusuke; OGATA, Risa. **Evaluation of plastic materials for range shifting, range compensation, and solid‐phantom dosimetry in carbon‐ion radiotherapy**. Medical Physics, v. 40, n. 4, abr. 2013. Wiley. http://dx.doi.org/10.1118/1.4795338

KHALLOUQI, A.; HALIMI, A.; RHAZOUANI, O. El. **Comparative dosimetry of an epoxy resin pediatric head phantom and PMMA phantom for CT imaging.** Radiation Physics And Chemistry, v. 216, p. 111350, mar. 2024. Elsevier BV. http://dx.doi.org/10.1016/j.radphyschem.2023.111350.

KODAMA, H. **Automatic method for fabricating a three-dimensional plastic model with photo-hardening polymer.** Review of Scientific Instruments, v. 52, n. 11, p. 1770-1773, 1981.

LAZAR, Jonathan et al. **Research Methods in Human-Computer Interaction.** 2. ed. Cambridge: Elsevier Inc., 2017.

LIACOURAS, P.; SIMONE, C. B.; MAYER, R.; LIN, L.; THOMAS, A.; KANG, M. **3D printer generated thorax phantom with mobile tumor for radiation dosimetry.** Review of Scientific Instruments, v. 86, n. 7, p. 074301, 2015.

LI, Ji; ZHANG, Yan; WANG, Peiren; WANG, Guoqi; LIU, Yifei; LIU, Yaning; LI, Qianshuai. **Selectively Metalizable Stereolithography Resin for Three-Dimensional DC and High-Frequency Electronics via Hybrid Additive Manufacturing.** ACS Applied Materials & Interfaces, v. 13, n. 19, p. 22891-22901, 7 maio 2021. American Chemical Society (ACS). http://dx.doi.org/10.1021/acsami.1c01199.

MICHEL, M. H. **Metodologia e Pesquisa Científica: um guia prático para acompanhamento da disciplina e elaboração de trabalhos monográficos.** São Paulo, SP: Atlas, 2005.
MENTXAKA, Aitzol Lamikiz. Fabricación aditiva. Espanha: Uned, 2023. 570 p. Disponível em: https://www.google.com.br/books/edition/FABRICACI%C3%93N_ADITIVA/XwbfEAAAQBAJ?hl=pt-BR&gbpv=0. Acesso em: 23 dez. 2024.

NAGARAJAN, Vidhya; MOHANTY, Amar K.; MISRA, Manjusri. **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, 17 maio 2016. American Chemical Society (ACS). http://dx.doi.org/10.1021/acssuschemeng.6b00321.

OWEN, H. **Early use of simulation in medical education.** Simulation in Healthcare, v. 7, n. 2, p. 102-116, abr. 2012. Disponível em: https://journals.lww.com/simulationinhealthcare/Fulltext/2012/04000/Early_Use_of_Simulation_in_Medical_Education.4.aspx. Acesso em: 22 de out de 2024.

PANTELIS, E. KARLIS, A. K.; KOZICKI, M.; PAPAGIANNIS, P.; SAKELLIOU, L.; ROSIK, 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.

PAWAR, Rajendra P.; TEKALE, Sunil U.; SHISODIA, Sandeep; PANDIT, Jignesh D. **Advanced evaluation and application of 3D printed test phantoms for radiation dosimetry in therapeutic radiology.** Journal of Applied Clinical Medical Physics, v. 24, n. 4, p. 120-128, jul. 2023. Wiley. http://dx.doi.org/10.1002/acm2.13518.

PHILLIPS, W. S.; HARTSE, H. E.; RUTLEDGE, J. T. **Amplitude ratio tomography for regional phase Q.** Geophysical Research Letters, [S.L.], v. 32, n. 21, nov. 2005. American Geophysical Union (AGU). http://dx.doi.org/10.1029/2005gl023870.

REDDY, A. R., ELLETT, W. H., BROWNELL, G. L. (1967). **Gamma-ray dosimetry of internal emitters, I. Monte Carlo calculations of absorbed doses for low-energy gamma-rays.** Brit Journal de Radiologie, 42, 512.

RUTKOWSKI, Joseph V.; LEVIN, Barbara C. **Acrylonitrile–butadiene–styrene copolymers (ABS): pyrolysis and combustion products and their toxicity—a review of the literature.** Fire And Materials, [S.L.], v. 10, n. 3-4, p. 93-105, set. 1986. Wiley. http://dx.doi.org/10.1002/fam.810100303.

VON ROSS, F.; VOGEL, S. **Dosimetria: uma introdução.** Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos Editora, 2018.

VOOLET, S. **Fabrication of Radiolucent and Radiopaque Phantom for Radiation Dosimetry.** Sydney: Universidade de New South Wales, 2019.

WILKE, J., & HOCK, F. (2019). **Applications of 3D Printing for Radiological Imaging Phantoms.** Journal of Radiology Technology, v. 86, n. 1, p. 39-48.

SAVI, M.; ANDRADE, M. A. B.; POTIENS, M. P. A. **Commercial filament testing for use in 3D printed phantoms.** Radiation Physics and Chemistry, p. 108906, 5 abr. 2020. Disponível em: https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0969806X19308254?via%3Dihub. Acesso em: 12 dez. 2024.

SAVI, M. B. M. B. E**studo de materiais e desenvolvimento de um simulador antropomórfico de cabeça e pescoço por meio de impressão 3D.** 2022. 124 f. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN-CNEN, São Paulo. Disponível em: http://repositorio.ipen.br/ 29/10/2024.

SAAGER, Rolf B.; KONDRU, Clement; AU, Kendrew; SRY, Kelly; AYERS, Frederick; DURKIN, Anthony J. **Multilayer silicone phantoms for the evaluation of quantitative optical techniques in skin imaging**. Spie Proceedings, [S.L.], v. 7567, p. 756706, 11 fev. 2010. SPIE. http://dx.doi.org/10.1117/12.842249.

SU, S.; MORAN, K.; ROBAR, J. L. **Design and production of 3D printed bolus for electron radiation therapy.** Journal of applied clinical medical physics, v. 15, n. 4, p. 194-211, 2014.

VENEZIANI, Glauco Rogério. **Desenvolvimento de um objeto simulador "Canis Morphic" utilizando impressora 3D para aplicação em dosimetria na área de radioterapia veterinária. 2017.** Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear – Aplicações) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2017. Doi:10.11606/T.85.2017.tde-05062017-144227. Acesso em: 2025-02-03.

VENTURA, Sara; SANTOS, Patrícia; GONÇALVES, Aline; SANTOS, Felipe; SOUZA, Divanizia; SILVA, Fábio Rolemberg. **Construção de phantom de mama a partir de materiais de baixo custo para avaliação da qualidade da imagem por ultrassonografia.** Revista Brasileira de Física Médica, [S.L.], v. 16, p. 697, 30 dez. 2022. Revista Brasileira de Fisica Medica. http://dx.doi.org/10.29384/rbfm.2022.v16.19849001697.

VILLANI, D.; RODRIGUES JUNIOR, O.; DANTAS, B.M.; CAMPOS, L.L. **Dosimetric characterization of 3D printed phantoms at different infill percentage for diagnostic x-ray energy range.** In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON DOSIMETRY AND ITS APPLICATIONS, 3rd, May 27-31, 2019, Lisboa, Portugal. Abstract... Lisboa, Portugal: C2TN, Instituto Superior Técnico, Universidade de Lisboa, 2019. Disponível em: http://repositorio.ipen.br/handle/123456789/31016. Acesso em: 02 Feb 2025.

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 https://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/85/85131/tde-16062021-143936/publico/2021VillaniDesenvolvimento.pdf. Acesso em 09 de outubro de 2024.

VOLPATO, Neri (org.). **Manufatura aditiva: tecnologia e aplicações da impressão 3D.** São Paulo: Edgard Blücher Ltda., 2017. 397 p.

WINSLOW, J. F.; HYER, D. E.; FISHER, R. F.; TIEN, C. J.; HINTENLANG, D. E. **Construction of anthropomorphic phantoms for use in dosimetry studies.** Journal of Applied Clinical Medical Physics, v. 10, n. 3, p. 195, 2009. Disponível em: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5720556/. Acesso em: 11 nov. 2024.

WAHEED, Sidra; CABOT, Joan M.; MACDONALD, Niall P.; LEWIS, Trevor; GUIJT, Rosanne M.; PAULL, Brett; BREADMORE, Michael C. **3D printed microfluidic devices: enablers and barriers.** Lab On A Chip, [S.L.], v. 16, n. 11, p. 1993-2013, 2016. Royal Society of Chemistry (RSC). http://dx.doi.org/10.1039/c6lc00284f.

YU, Xiaoling; ZHANG, Tian; LI, Yuan. **3D Printing and Bioprinting Nerve Conduits for Neural Tissue Engineering. Polymers**, [S.L.], v. 12, n. 8, p. 1637, 23 jul. 2020. MDPI AG. http://dx.doi.org/10.3390/polym12081637.

XU, Tong; LI, Xuan; WANG, Han; ZHENG, Gang; YU, Gaigai; WANG, Huimin; ZHU, Song. **Polymerization shrinkage kinetics and degree of conversion of resin**

composites. Journal Of Oral Science, [S.L.], v. 62, n. 3, p. 275-280, 2020. Nihon University School of Dentistry. http://dx.doi.org/10.2334/josnusd.19-0157.

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

ZHANG, Tian; LI, Yuan; YU, Xiaoling. **3D Printing and Bioprinting Nerve Conduits for Neural Tissue Engineering.** Polymers, [S.L.], v. 12, n. 8, p. 1637, 23 jul. 2020. MDPI AG. http://dx.doi.org/10.3390/polym12081637.

Polietileno (PE): Tipos, Aplicações e Propriedades do Material. Disponível em: https://maispolimeros.com.br/2019/02/20/polietileno-pe/. Acesso em: 4 fev 2025.

Premium Vector | **A 3D printer model machine**. Disponível em https://www.freepik.com/premium-vector/3d-printer-model-machine_23787186.htm. Acesso em: 2 fev. 2025.