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

VITÓRIA SCHUTZ

DESENVOLVIMENTO E VALIDAÇÃO DA EQUIVALÊNCIA EM UNIDADES HOUNSFIELD DE UM FANTOMA TOMOGRÁFICO CANINO DA RAÇA DACHSHUND

FLORIANÓPOLIS, 2026

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

VITÓRIA SCHUTZ

DESENVOLVIMENTO E VALIDAÇÃO DA EQUIVALÊNCIA EM UNIDADES HOUNSFIELD DE UM FANTOMA TOMOGRÁFICO CANINO DA RAÇA DACHSHUND

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 Tecnóloga em Radiologia

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

FLORIANÓPOLIS, 2026

Ficha de Identificação da obra elaborada pelo autor, através do cadastro de ficha de identificação disponível no portal discente do Sistema Integrado de Gestão Acadêmica - SIGAA, do IFSC.

Schutz, Vitoria
Desenvolvimento e validação da equivalência em Unidades Hounsfield de um fantoma tomográfico canino da raça dachshund / Vitoria Schutz ; orientador(a): Matheus Brum Marques Bianchi Savi ; coorientador(a): Marco Antônio Bertoncini Andrade. -- Florianópolis : 2026.
86 p.

Trabalho de conclusão de curso (Graduação) - Instituto Federal de Santa Catarina, Campus Florianópolis. Curso Superior de Tecnologia em Radiologia, Florianópolis, 2026.

Inclui referências.

1. Tomografia Computadorizada; Fantoma; Impressão 3d; Radiologia. I. Savi, Matheus Brum Marques Bianchi. II. Andrade, Marco Antônio Bertoncini. III. Instituto Federal de Santa Catarina. Curso Superior de Tecnologia em Radiologia. IV. Título.

FICHA ASSINADA DA BANCA

DESENVOLVIMENTO E VALIDAÇÃO DA EQUIVALÊNCIA EM UNIDADES HOUNSFIELD DE UM FANTOMA TOMOGRÁFICO CANINO DA RAÇA DACHSHUND

VITÓRIA SCHUTZ

Este trabalho foi julgado adequado para obtenção do título de Tecnóloga 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, 18 de junho de 2026

Banca examinadora:

gov.br
Documento assinado digitalmente
FLAVIO AUGUSTO PENNA SOARES
Data: 28/06/2026 23:06:22-0300
Verifique em https://validar.iti.gov.br

Flávio Augusto Penna Soares, Dr.

gov.br
Documento assinado digitalmente
RICARDO FERNANDES BERNARDO
Data: 01/07/2026 10:30:15-0300
Verifique em https://validar.iti.gov.br

Ricardo Fernandes Bernardo, Dr.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço à minha família, em especial ao meu pai, Marcos, e à minha mãe, Eliete, que foram a minha base sólida, oferecendo amor incondicional, apoio e compreensão em todas as etapas desta jornada acadêmica.

Ao meu parceiro de vida, Jairo, por caminhar lado a lado comigo. Obrigada por ser meu porto seguro, pelo incentivo constante nos dias mais difíceis e por celebrar cada pequena vitória ao meu lado.

Às minhas colegas de turma, Ana e Gabi, que estiveram comigo do início ao fim desta trajetória na faculdade. Obrigada pelas risadas compartilhadas e por dividirem comigo as dores e os prazeres de chegar até aqui.

À Jaque, por ser uma peça fundamental na rotina do LabMAIS. Sua ajuda técnica, paciência e parceria em grande parte da execução deste trabalho foram essenciais para que ele se concretizasse.

À equipe de radiologia do Hospital Universitário (HU), agradeço por me acolher bem durante o meu estágio em tomografia, por compartilhar seus conhecimentos práticos com tanta generosidade e por contribuir imensamente para a minha formação profissional.

À minha melhor amiga, Kauane, pela amizade leal, pela escuta sempre atenta e por me apoiar incondicionalmente em todos os momentos, dentro e fora da vida acadêmica.

À minha companheira de quatro patas, Bolinha. Foi por você, e por outros milhares de pets, que encontrei a inspiração e o propósito para seguir nesta linha de pesquisa.

Por fim, expresso minha gratidão aos meus orientadores, pela paciência e generosidade na transmissão de conhecimentos.

A todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho, o meu muito obrigada.

RESUMO

O crescimento da população de animais de companhia exige o aprimoramento constante na exatidão dos radiodiagnósticos por Tomografia Computadorizada (TC). Contudo, a otimização de tabelas de exposição e protocolos esbarra em barreiras éticas, visto que a irradiação experimental de espécimes vivos é proibida. Diante disso, os fantomas surgem como alternativas metodológicas indispensáveis para o controle de qualidade e calibração de equipamentos. Este trabalho apresenta o desenvolvimento e a validação da equivalência em Unidades de Hounsfield de um fantoma personalizado da região abdominal de um cão da raça Dachshund, animal geneticamente suscetível à mutação do gene FGF4 e, por consequência, fenotipicamente predisposto à Doença do Disco Intervertebral (DDIV). A partir de dados DICOM retrospectivos de uma TC de abdome, realizou-se a segmentação digital no software 3D Slicer e o pós-processamento de malhas no Meshmixer. A manufatura aditiva foi executada por meio da tecnologia de fabricação por filamento fundido (FFF) em uma impressora Creality K2 Plus. Para mimetizar o tecido ósseo, utilizou-se o filamento radiopaco patenteado XCT-A (ABS RAD), modulando-se o percentual de preenchimento *infill* para diferenciar o osso cortical (100% *infill*) do trabecular (65% *infill*). A metodologia englobou a padronização da cura térmica em micro-ondas do composto polimérico Plastisol 5225 para a mimetização independente e flexível dos discos intervertebrais. A simulação global dos tecidos moles foi realizada utilizando água destilada inserida em um invólucro impresso em ABS padrão, previamente tratado com banho de acetona para garantir impermeabilidade. A validação experimental foi realizada em um tomógrafo Philips Ingenuity de 64 canais no Hospital Universitário Polydoro Ernani de São Thiago (HU-UFSC), transpondo com sucesso o protocolo clínico de rotina de um equipamento de 16 canais. A análise quantitativa por Regiões de Interesse (ROI) no software Weasis confirmou a equivalência radiológica dos materiais, com valores de atenuação expressos em Unidades Hounsfield (HU) fidedignos aos tecidos biológicos *in vivo* do estudo-base. O fantoma consolidou-se como uma ferramenta de baixo custo e alta fidelidade anatômica, eticamente viável e que cumpre com o princípio ALARA.

Palavras-chave: Tomografia Computadorizada; Fantoma; Impressão 3D; Radiologia.

ABSTRACT

The growth of the pet population demands constant improvements to the accuracy of computed tomography (CT) diagnostic imaging. However, optimising exposure tables and protocols faces ethical barriers given that irradiating live specimens experimentally is prohibited. Consequently, phantoms have become an indispensable methodological alternative for quality control and equipment calibration. This study presents the development and validation of the Hounsfield Unit equivalence of a customised phantom of a Dachshund's abdominal region. This animal is genetically susceptible to the FGF4 gene mutation and, consequently, phenotypically predisposed to Intervertebral Disc Disease (IVDD). Based on retrospective DICOM data from a abdominal region CT scan, digital segmentation was performed using 3D Slicer software, followed by mesh post-processing in Meshmixer. Additive manufacturing was executed via fused filament fabrication (FFF) technology on a Creality K2 Plus printer. To mimic bone tissue, the patented radiopaque XCT-A (ABS RAD) filament was used, with the infill percentage modulated to differentiate between cortical bone (100% infill) and trabecular bone (65% infill). The methodology included standardising the microwave thermal curing of the Plastisol 5225 polymer compound to independently and flexibly mimic the intervertebral discs. Global simulation of soft tissues was performed using distilled water inside a watertight, standard ABS-printed shell that had been treated with an acetone bath to ensure impermeability. Experimental validation was carried out on a 64-channel Philips Ingenuity CT scanner at the Polydoro Ernani de São Thiago University Hospital (HU-UFSC), successfully transferring the routine clinical protocol from 16-channel equipment. Quantitative analysis using the Regions of Interest (ROI) tool in the Weasis software package confirmed the radiological equivalence of the materials, with attenuation values expressed in Hounsfield units (HU) that were comparable to those of the biological tissues *in vivo* from the baseline-study. The phantom proved to be a low-cost, anatomically faithful tool that is ethically viable and complies with the ALARA principle.

Keywords: Computed Tomography; Phantom; 3D Printing; Radiology.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - O padrão da raça Dachshund 23

Figura 2 - Escala de cinza para diferentes atenuações 26

Figura 3 - Determinação do ROI: (a) medições no osso trabecular; (b) medições no osso cortical 29

Figura 4 - Esquema de extrusão de uma Impressora 3D FFF 34

Figura 5 - Tecnologia SLA 35

Figura 6 - Tecnologia DLP 36

Figura 7 - Tipos de *infill* 38

Figura 8 - Fluxograma simplificado de trabalho 44

Figura 9 - Impressora 3D Creality K2 Plus 46

Figura 10 - Avipol - Plastisol 5225 50

Figura 11 - Passo a passo simplificado do preparo do Plastisol 5225 51

Figura 12 - Fluxograma de trabalho 53

Figura 13 - Criação da casca externa e segmentação das vértebras do fantoma no 3D Sicer 55

Figura 14 - Processamento digital das vértebras no Meshmixer 57

Figura 15 - Tampa do fantoma no Meshmixer: A) vista inferior interna; B) vista lateral; C) vista superior externa 58

Figura 16 - *Tree supports* 59

Figura 17 - Acetona 61

Figura 18 - Análise comparativa: (A) peça sem acetona; (B) peça com acetona 61

Figura 19 - Etapas de teste: (A) posicionamento da fita; (B) deposição de plastisol; (C) posicionamento na casca; (D) conformação final 62

Figura 20 - Etapas da coluna efetiva: (A) posicionamento da fita; (B) deposição de plastisol; (C) limpeza da peça; (D) conformação final 64

Figura 21 - Etapas da vedação: (A) posicionamento do inserto roscado; (B) rosqueamento dos parafusos e arruelas 65

Figura 22 - Posicionamento do fantoma no isocentro do tomógrafo 66

Figura 23 - Medições dos ROIs: A) equivalente ao osso trabecular; B) equivalente ao osso cortical 67

Figura 24 - Cubos de controle: (A) protocolo sem vibração; (B) protocolo com uso de vibrador para eliminação de bolhas 68

Figura 25 - Medições do HU da água: (A) medições no fantoma; (B) medições no cão-base..... 75

Figura 26 - Medições do HU ósseo: (A) medições no fantoma; (B) medições no cão-base..... 76

Figura 27 - Medições de HU dos cubos de controle A e B 77

Figura 28 - Medições de HU do plastisol: (A) medições no fantoma; (B) medições no cão-base 78

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – Parâmetros clínicos de rotina 48

TABELA 2 – Configurações definidas para o fatiamento (GCODE) 60

TABELA 3 – Comparativo de parâmetros de aquisição 72

TABELA 4 – Comparativo de densidades (HU)..... 74

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABS – Acrilonitrila Butadieno Estireno

ABS RAD – ABS Radiopaco

AKC – American Kennel Club

ALARA – *As Low As Reasonably Achievable* (Tão baixo quanto razoavelmente exequível)

CEUA – Comitê de Ética no Uso de Animais

CEP – Comitê de Ética em Pesquisa

COMAC – Comissão de Animais de Companhia

CTDIvol – *Computed Tomography Dose Index volumétrico*

DDIV – Doença do Disco Intervertebral

DICOM – *Digital Imaging and Communications in Medicine*

DLP – Digital Light Processing

FDM – *Fused Deposition Modeling*

FFF – *Fused Filament Fabrication*

GCODE – Código de controle numérico

HU – *Hounsfield Units* (Unidades Hounsfield)

HU-UFSC – Hospital Universitário Polydoro Ernani de São Thiago

ICRP – *International Commission on Radiological Protection*

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

kV – Quilovoltagem

kVp – Quilovoltagem de pico

mA – Miliamperagem

mAs – Miliamperagem-segundo

MPR – *Multiplanar Reconstruction* (Reconstrução Multiplanar)

NURBS – *Non-Uniform Rational B-Spline*

PLA – Polylactic Acid (Ácido Polilático)

PLA CF – *Polylactic Acid Carbon Fiber* (PLA com Fibra de Carbono)

PVC – Cloreto de Polivinila

RM – Ressonância Magnética

ROI – *Region of Interest* (Região de Interesse)

SC – Santa Catarina

SLA – *Stereolithography* (Estereolitografia)

STL – *Stereolithography* (Formato de arquivo para impressão 3D)

TC – Tomografia Computadorizada

UFSC – Universidade Federal de Santa Catarina

UV – Ultravioleta

WL – Window Level (Nível de Janela)

WW – *Window Width* (Largura de Janela)

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 14
1.1 Pergunta da Pesquisa 15
1.2 Justificativa 15
1.2.1 Relevância ética 17
1.2.2 Relevância anatômica 18
1.2.3 Relevância tecnológica 18
1.3 Objetivo Geral 19
1.4 Objetivos Específicos 19
2 REVISÃO DA LITERATURA 21
2.1 A conformação do Dachshund 22
2.1.1 Anatomia específica da raça 22
2.1.2 Imagens DICOM 28
2.1.3 Região de Interesse (ROI) 28
2.1.3.1 HU do tecido ósseo canino 29
2.1.3.2 HU dos discos intervertebrais 30
2.2 Fantomas 31
2.2.1 O papel dos fantomas 31
2.3 A engenharia dos materiais 32
2.3.1 Reconstrução digital 32
2.3.2 Tipos de tecnologia de impressão 3D 33
2.3.2.1 FFF / FDM 33
2.3.2.2 SLA e DLP 34
2.3.3 Parâmetros de impressão 37
2.3.4 Análise de materiais equivalentes a tecidos 38
2.4 Aplicações práticas dos fantomas 40
3 METODOLOGIA 42
3.1 Delineamento da pesquisa 43
3.2 Materiais e equipamentos utilizados 44
3.2.1 Materiais de simulação tecidual 44
3.2.2 Equipamentos de impressão e medição 46
3.2.3 Equipamento de TC 47

3.2.3.1 Parâmetros de aquisição ... 48
3.2.4 Preparo e Manipulação do Plastisol ... 49
3.2.4.1 Comportamento físico do Plastisol 5225 ... 52
3.3 Procedimentos experimentais ... 53
3.3.1 Aquisição dos dados DICOM ... 53
3.3.2 Segmentação da imagem médica ... 54
3.3.3 Processamento digital do modelo 3D ... 56
3.3.4 Definição de parâmetros de impressão ... 58
3.3.5 Vedação da casca ... 60
3.3.6 Teste piloto ... 62
3.3.7 Técnica de montagem e vedação ... 63
3.3.8 Avaliação do HU ... 65
3.3.8.1 Cubos de controle ... 67
3.4 Aspectos éticos ... 68
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO ... 70
4.1 Transposição de protocolos tomográficos ... 70
4.1.1 Fatores de exposição ... 71
4.1.2 Geometria de varredura ... 71
4.2 Pós-processamento ... 73
4.3 Equivalência em Unidades de Hounsfield (HU) ... 74
4.3.1 Validação do meio líquido ... 74
4.3.2 Validação do tecido ósseo ... 76
4.3.3 Validação do Plastisol ... 77
4.4 Aplicabilidade no diagnóstico da DDIV ... 79
5 CONCLUSÃO ... 80
REFERÊNCIAS ... 82

1 INTRODUÇÃO

A descoberta dos raios X em 1895 revolucionou as práticas da medicina e expandiu-se rapidamente para a área veterinária. Posteriormente, na década de 1970, o desenvolvimento da Tomografia Computadorizada (TC) aperfeiçoou a análise das estruturas anatômicas, permitindo a aquisição de imagens sem sobreposição e possibilitando reconstruções tridimensionais e em múltiplos planos. Na medicina veterinária voltada para pequenos animais, o uso da TC popularizou-se a partir da década de 1990, impulsionado pela evolução tecnológica e pelo aumento na disponibilidade de acesso (Luz, 2025).

Acompanhando esse avanço, o contínuo crescimento da população de animais de companhia no cenário atual exige um aprimoramento constante na qualidade e na exatidão dos radiodiagnósticos. Embora a TC tenha se tornado uma ferramenta fundamental, sua aplicação impõe um desafio: a necessidade de cumprir rigorosamente o princípio de proteção radiológica *As Low As Reasonably Achievable* (ALARA). O objetivo é garantir a menor exposição possível à radiação, assegurando a proteção tanto dos animais quanto da equipe técnica (Luz, 2025).

Para conciliar a demanda por exames de alta qualidade com o rigor ético do bem-estar animal — evitando expor seres vivos a doses desnecessárias para testes de protocolos —, a comunidade científica recorre aos fantomas (*phantoms*). Esses modelos simulam a interação da radiação com os tecidos biológicos, permitindo a validação de procedimentos de forma segura.

Recentemente, a tecnologia de impressão 3D transformou a confecção desses fantomas, viabilizando o desenvolvimento de modelos personalizados, anatomicamente detalhados e de baixo custo a partir de dados reais de exames de imagem.

Essa capacidade de personalização proporcionada pela manufatura aditiva é particularmente relevante na medicina veterinária. A vasta diversidade

morfológica das raças caninas exige modelos específicos para garantir a precisão geométrica e dosimétrica dos protocolos de aquisição.

Um exemplo notório dessa necessidade é o Dachshund: reconhecida por sua anatomia singular, a raça é geneticamente suscetível à mutação do gene FGF4 e, por consequência, fenotipicamente predisposto à Doença do Disco Intervertebral (DDIV). O diagnóstico e o planejamento cirúrgico dessa condição dependem criticamente da qualidade das imagens de TC, evidenciando a urgência de ferramentas de calibração dedicadas a esse biotipo.

Diante dessa demanda, este trabalho de conclusão de curso propõe o desenvolvimento de um fantoma de um cão da raça Dachshund. O modelo proposto utiliza a manufatura aditiva para replicar a estrutura óssea com materiais radiopacos, emprega Plastisol para mimetizar os discos vertebrais e utiliza água como meio simulador de tecidos moles, aproveitando a sua equivalência em Unidades Hounsfield (HU).

O objetivo é fornecer uma ferramenta ética e de alta fidelidade para a otimização de protocolos, visando aprimorar o radiodiagnóstico e fortalecer a segurança do paciente.

1.1 Pergunta da Pesquisa

Como desenvolver um fantoma canino da raça Dachshund para uso em Tomografia Computadorizada (TC)?

1.2 Justificativa

O presente estudo justifica-se pela necessidade de conciliar a precisão diagnóstica com a proteção radiológica na medicina veterinária, concentrando-se em uma necessidade específica e não totalmente atendida pela

literatura e pelo mercado por meio do desenvolvimento de um fantoma da região abdominal de um cão da raça Dachshund.

A motivação para este estudo originou-se da observação da rotina de diagnóstico por imagem, especificamente durante atividades acadêmicas realizadas no Hospital Veterinário 3 Irmãos, localizado na cidade de Florianópolis no estado de Santa Catarina (SC). Neste ambiente prático, identificou-se uma problemática latente: a ausência de tabelas de exposição e protocolos padronizados capazes de contemplar as significativas variações anatômicas entre diferentes raças caninas e até mesmo as diferentes condições corporais.

A vivência clínica e os relatos de médicos veterinários radiologistas evidenciaram que essa falta de padronização resulta, frequentemente, em imagens com qualidade diagnóstica inconsistente. Tal instabilidade técnica obriga a realização de repetições de exames, gerando uma cadeia de consequências indesejadas: o aumento da dose de radiação ionizante absorvida pelo animal e a exposição adicional de tutores e da equipe ocupacional, frequentemente necessários para a contenção física do paciente durante as novas aquisições.

Embora a criação de tabelas e protocolos específicos fosse a solução lógica para mitigar essas exposições desnecessárias, sua validação esbarra em barreiras éticas intransponíveis, uma vez que a irradiação experimental de animais vivos para fins de teste e calibração é proibida e viola os princípios de proteção radiológica. Diante desse impasse, os fantomas emergem como a ferramenta ética e tecnologicamente adequada.

Considerando que a Tomografia Computadorizada (TC) envolve doses de radiação superiores à radiografia convencional, e carece igualmente dessa especificidade protocolar para anatomias complexas, esta pesquisa se direcionou ao desenvolvimento de um fantoma para uso em TC.

A escolha de focar na raça Dachshund visa, portanto, oferecer uma solução que, partindo de uma necessidade clínica real, permita o aprimoramento seguro de protocolos, eliminando o risco biológico durante a fase de testes.

Especialmente no contexto fisiológico desta raça, o diagnóstico imaginológico da DDIV é uma demanda rotineira e crítica. Para que o fantoma seja uma ferramenta válida na otimização de protocolos voltados a essa patologia, é imperativo que ele mimetize não apenas a estrutura óssea, mas também os discos intervertebrais.

É neste cenário que a presente pesquisa se propõe a investigar o manuseio térmico do Plastisol, buscando preencher uma lacuna na literatura e oferecendo uma alternativa prática e flexível para a mimetização de tecidos moles de alta especificidade mecânica e radiológica.

1.2.1 Relevância ética

Com o aumento da longevidade dos animais de companhia, exames complexos como a TC tornaram-se rotineiros (Mothé *et al*., 2024; Silva; Oberlender; Portugal, 2021; Veneziani, 2017). No entanto, a otimização desses protocolos demanda testes práticos, e o uso dessa tecnologia exige a aplicação do princípio ALARA, buscando a menor exposição à radiação possível tanto para os animais quanto para a equipe (ICRP, 2007).

Neste contexto, o uso de fantomas é uma imposição ética, pois elimina a necessidade de irradiar seres vivos para fins de calibração de equipamentos ou treinamento (Savi, 2022).

Notou-se também a ausência de um modelo específico e acessível para uma das raças mais estudadas em radiodiagnóstico, que é o caso dos Dachshunds, o que compromete a capacidade de otimizar protocolos de forma segura (Mothé *et al*., 2024).

Aliado aos princípios de proteção radiológica, este trabalho utiliza dados DICOM provenientes de um banco de imagens retrospectivo, garantindo que nenhum animal fosse submetido a procedimentos radiológicos para a execução desta pesquisa.

1.2.2 Relevância anatômica

A escolha do Dachshund justifica-se por sua anatomia singular e acentuada predisposição genética à Doença do Disco Intervertebral (DDIV). Essa suscetibilidade, que confere à raça um risco de 10 a 12 vezes maior de desenvolver a patologia em comparação à população canina geral (Packer *et al*., 2013), está diretamente associada à mutação do gene FGF4 (Fator de Crescimento de Fibroblastos 4) (Brown *et al*., 2017).

Tal alteração genética é a principal responsável pela condrodistrofia característica da raça: além de afetar o desenvolvimento dos ossos longos, promove a calcificação e o desgaste prematuro dos discos intervertebrais, tornando-os altamente suscetíveis à ruptura e herniação (Chaves, *et al*., 2017; Brisson, 2010).

Diante dessa vulnerabilidade, a tomografia computadorizada (TC) torna-se uma ferramenta essencial, pois permite a visualização precisa dessas anormalidades para um diagnóstico seguro e rápido (Henrique, 2018; Mothé *et al*., 2024; Smolders *et al*., 2013).

Contudo, a expressiva variação morfológica canina exige que a otimização dos protocolos tomográficos seja baseada em modelos que repliquem fielmente a anatomia da raça (Mothé *et al*., 2024).

Embora a literatura demonstre a importância do uso de fantomas para essa finalidade (Padilla *et al*., 2008), a atual carência de um modelo personalizado para o fenótipo baixo e longo do Dachshund dificulta a validação e o aprimoramento de parâmetros técnicos específicos para esses animais.

1.2.3 Relevância tecnológica

O desenvolvimento do fantoma é tecnologicamente viável graças aos avanços da Impressão 3D, que possibilita a produção de modelos complexos a

partir de dados DICOM, superando as limitações dos simuladores comerciais genéricos (Henrique, 2018; Savi, 2022; Veneziani, 2017).

A viabilidade do projeto é reforçada pela estratégia de utilizar materiais de baixo custo para mimetizar os ossos e água para os tecidos moles, garantindo uma simulação radiológica fiel (Kahl, 2019; Savi, 2022; Veneziani, 2017).

Essa abordagem resulta em um custo de produção cerca de 340 vezes menor que o dos modelos importados (Veneziani, 2017), tornando a solução sustentável e replicável para o ensino e a clínica veterinária.

O benefício prático imediato dessa inovação é a otimização dos protocolos de TC. Ao permitir o teste e o refinamento de parâmetros de aquisição sem a exposição de animais vivos, o uso do fantoma respeita integralmente as normas de segurança radiológica.

Além de viabilizar a pesquisa em radiodiagnóstico, o modelo oferece um ambiente de treinamento prático e seguro para o aprimoramento das técnicas de aquisição e para a avaliação da qualidade da imagem.

1.3 Objetivo Geral

Desenvolver um fantoma de um cão da raça Dachshund para uso em Tomografia Computadorizada (TC).

1.4 Objetivos Específicos

Para alcançar o objetivo geral, foram delineados os seguintes objetivos específicos:

a) caracterizar a anatomia abdominal de um espécime da raça Dachshund a partir de dados DICOM retrospectivos, para fundamentar a modelagem do fantoma;

b) sistematizar a segmentação digital das estruturas ósseas (abrangendo os segmentos L4 a L7) e dos tecidos moles associados, preservando a morfologia específica da raça;

c) fabricar e montar o fantoma por meio de manufatura aditiva, utilizando os filamentos XCT-A e ABS, combinados com Plastisol 5225 e água destilada;

d) analisar a equivalência radiológica dos materiais XCT-A, ABS e Plastisol 5225, bem como da água destilada, na mimetização de tecidos biológicos, por meio da quantificação em Unidades Hounsfield (HU).

2 REVISÃO DA LITERATURA

No cenário contemporâneo brasileiro, os animais de estimação, também conhecidos como *pets*, têm ganhado espaço nos lares brasileiros, como indica a pesquisa da Comissão de Animais de Companhia (COMAC, 2022) que foi realizada no ano de 2021, a qual analisou principalmente a proporção de lares com pets e a sua configuração familiar. Junto desse aumento na procura pelos animais de companhia, cresce também o número de tutores interessados na manutenção da saúde de seus companheiros.

Consequentemente, pets estão vivendo mais, mas, como acontece com os seres humanos, o envelhecimento traz consigo uma maior prevalência de doenças crônicas e degenerativas associadas ao envelhecimento (Mothé *et al.*, 2024). Esse cenário tem feito a medicina veterinária evoluir significativamente.

A radiologia, uma parte importante do diagnóstico, também acompanhou essa jornada, incorporando novas ferramentas de diagnóstico por imagem avançadas, como a Tomografia Computadorizada e até mesmo tecnologias de manufatura aditiva (impressão 3D) para melhorar a precisão dos diagnósticos e tratamentos (Silva; Oberlender; Portugal, 2021; Veneziani, 2017).

A radiologia veterinária enfrenta desafios bem singulares por causa da necessidade de exames e tratamentos específicos. Por isso, é necessário seguir protocolos de segurança rigorosos, sempre buscando a menor exposição à possível radiação, tanto para os animais quanto para a equipe.

Essas são medidas que estão em conformidade com o princípio de proteção radiológica ALARA, desenvolvido pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP), que visa manter a exposição à radiação em níveis tão baixos quanto razoavelmente possível.

Para conciliar a necessidade de validação técnica com as restrições éticas de não irradiar seres vivos experimentalmente, a comunidade científica e a área da saúde empregam os fantomas — modelos que simulam as interações

da radiação com os tecidos biológicos, permitindo a validação de procedimentos sem expor seres vivos (Mothé *et al*., 2024; Veneziani, 2017).

A impressão 3D em si é uma técnica de manufatura aditiva que constrói objetos camada por camada a partir de um filamento termoplástico. Essa tecnologia reconfigurou o método de criação desses modelos, permitindo a criação de fantomas personalizados, anatomicamente detalhados e de baixo custo a partir de dados de exames de imagem, como a TC (Henrique, 2018; Kahl, 2019).

Essa tecnologia é especialmente útil na medicina veterinária, onde a ampla variabilidade fenotípica entre raças, como o Dachshund, exige modelos específicos para garantir a exatidão dos procedimentos visando a garantia da qualidade da imagem (Mothé *et al*., 2024).

2.1 A conformação do Dachshund

A raça Dachshund, popularmente conhecida no Brasil como “cão salsicha”, “Cofap” ou “Teckel”, possui uma anatomia singular resultante de séculos de seleção artificial na Alemanha para a caça em tocas subterrâneas (Mothé *et al*., 2024).

Essa seleção, aliada ao gene FGF4 mutado nesses cães, resultou em um corpo alongado e membros curtos (Brown *et al*., 2017). Contudo, embora essas alterações genéticas e estruturais fossem altamente funcionais para o propósito original da raça, elas predispõem esses cães a uma série de problemas de saúde (Mothé *et al*., 2024).

2.1.1 Anatomia específica da raça

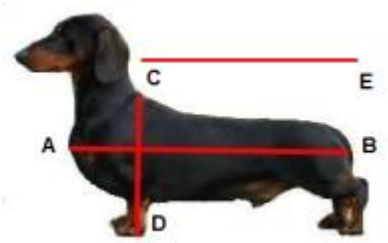
A estrutura esquelética do Dachshund é marcada por uma conformação peculiar; o American Kennel Club (AKC) a descreve tradicionalmente como a de um cão "baixo ao chão, longo no corpo e curto das

pernas". No que tange às diretrizes morfológicas oficiais da raça, o portal Dachshund IVDD (2026) detalha essa proporcionalidade geométrica da seguinte forma:

> A cláusula de Aparência Geral diz... Moderadamente longo em proporção à altura, sem exagero. Corpo compacto e bem musculoso, com distância suficiente do solo, não inferior a um quarto da altura na cernelha, para permitir livre movimentação. A altura na cernelha (CD) deve ser metade do comprimento do corpo, medida do esterno à parte posterior da coxa (AB)

O referido portal apresenta, ainda, um esquema correspondente a essas marcações biométricas, conforme ilustrado na Figura 1.

Figura 1 - O padrão da raça Dachshund



Fonte: Dachshund IVDD, 2026

A Figura 1 detalha os pontos de medição utilizados na avaliação morfológica da raça Dachshund. Conforme ilustrado, as principais medições incluem o comprimento do tronco (C-E), o comprimento da parte média do corpo (A-B) e a altura na cernelha (D-C), todos representados pelas linhas vermelhas sobre a imagem do espécime.

A origem dessa conformação física singular e a sua inerente vulnerabilidade esquelética residem diretamente na genética. A presença da mutação por retrogene do gene FGF4 (Fator de Crescimento de Fibroblastos 4) é o fator determinante para o desenvolvimento da condrodistrofia na raça (Brown *et al*., 2017).

No entanto, o mesmo mecanismo biológico que fixou essas características anatômicas — tornando o animal altamente adaptado para a caça histórica em tocas subterrâneas — atua hoje como o principal gatilho para a Doença do Disco Intervertebral (DDIV), uma das patologias mais dolorosas e frequentes nesses animais.

Isso ocorre porque o gene FGF4 mutado não se limita a encurtar os membros longos, mas deflagra uma degeneração condróide precoce dos discos intervertebrais, os quais perdem rapidamente sua capacidade de hidratação e amortecimento, evoluindo para uma calcificação progressiva (Brown *et al*., 2017).

Como consequência direta desse perfil estrutural, estudos epidemiológicos indicam que os Dachshunds enfrentam um risco de 10 a 12 vezes maior de desenvolver DDIV em comparação com a população canina geral (Packer *et al*., 2013).

Essa predisposição intrínseca é severamente agravada por fatores de estilo de vida, notadamente o sobrepeso e a obesidade, que impõem uma sobrecarga mecânica contínua sobre uma coluna vertebral cujos discos já se encontram fragilizados (Packer *et al*., 2013).

Dados do estudo "DachsLife 2015", conduzido por Packer *et al*. (2016), corroboram essa estreita associação ao demonstrarem que a obesidade, combinada ao sedentarismo, eleva significativamente a probabilidade de manifestação clínica da doença.

Do ponto de vista patológico, essa degeneração discal crônica e a subsequente extrusão do núcleo pulposo em direção ao canal vertebral configuram o quadro classicamente categorizado como DDIV Hansen Tipo I em raças condrodistróficas (Brisson, 2010).

De acordo com Silva e Piveta (2024), a classificação de Hansen categoriza o mecanismo patológico da lesão e da degeneração do disco intervertebral em três tipos distintos, explicando fisicamente as alterações estruturais ocorridas:

a) o Tipo I é caracterizado pela extrusão aguda do núcleo pulposo para o interior do canal vertebral;

b) o Tipo II é definido pela protrusão (abaulamento) lenta e progressiva do anel fibroso, sendo mais comum em cães não condrodistróficos; e

c) o Tipo III caracteriza-se por uma extrusão aguda, explosiva e traumática de um disco normal, que resulta em uma contusão medular não compressiva.

O impacto compressivo e inflamatório do material herniado contra a medula espinhal gera manifestações clínicas graves, que variam desde episódios de dor intensa até fraqueza e paralisia completa dos membros (Brisson, 2010; Smolders *et al*., 2013; Mothé *et al.*, 2024).

Para fins de prognóstico e definição da conduta terapêutica ideal, a gravidade dessas disfunções neurológicas é rotineiramente mapeada por meio de um sistema de classificação clínica dividido em cinco estágios (Brisson, 2010; Chaves *et al*., 2017):

a) grau 1: caracteriza-se exclusivamente por dor espinhal (hiperestesia), sem quaisquer déficits motores;

b) grau 2: apresenta paresia ambulatória, na qual há fraqueza e ataxia, porém o animal preserva a capacidade de caminhar;

c) grau 3: evolui para a paresia não ambulatória, inviabilizando a locomoção voluntária;

d) grau 4: é definido pela paralisia dos membros afetados, embora haja a manutenção da percepção de dor profunda;

e) grau 5: o estágio mais crítico, caracterizado por paralisia completa associada à perda total da nocicepção profunda (dor profunda).

Diante da complexidade anatômica da raça e da gravidade potencial dessas lesões medulares — especialmente nos graus avançados de disfunção —, torna-se indispensável o uso de modalidades de imagem com elevada resolução de contraste para o mapeamento detalhado da coluna vertebral.

Nesse cenário, embora a Ressonância Magnética (RM) seja amplamente consagrada como o padrão-ouro na veterinária devido ao seu excelente contraste para tecidos moles, a Tomografia Computadorizada (TC) frequentemente se destaca como a modalidade de escolha na rotina clínica emergencial (Cooper *et al*., 2014).

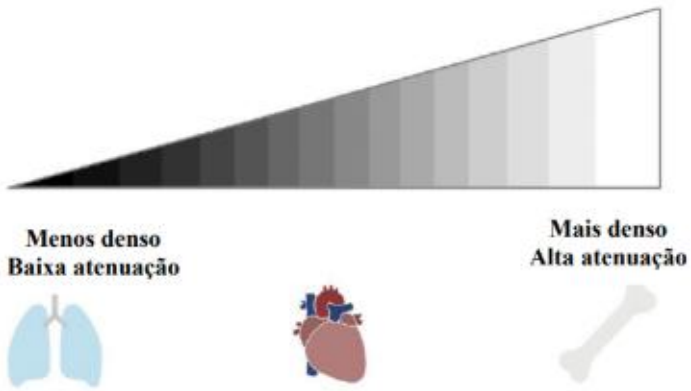
2.2 O papel da TC

A Tomografia Computadorizada (TC) consolida-se como uma modalidade de imagem indispensável na medicina veterinária, oferecendo uma representação detalhada de estruturas internas por meio de cortes transversais (Henrique, 2018).

O seu princípio físico baseia-se na rotação conjunta do tubo de raios X e dos detectores em 360° ao redor do paciente, gerando imagens com elevada resolução espacial (Bushong, 2017).

Essa tecnologia permite a diferenciação precisa dos tecidos com base em seus coeficientes de atenuação lineares, os quais são padronizados e expressos na escala de Unidades Hounsfield (HU) (Bushong, 2017), visualizada de forma didática na Figura 2.

Figura 2 - Escala de cinza para diferentes atenuações



Fonte: Lima, 2023

Nesta escala, a densidade da estrutura radiografada é diretamente proporcional à sua capacidade de atenuar a radiação ionizante. Estruturas de alta densidade, como o tecido ósseo, apresentam valores elevados de HU (comportamento hiperdenso), enquanto estruturas aeradas, como os pulmões, oferecem pouca resistência à passagem dos fótons, resultando em valores baixos (comportamento hipodenso).

O cálculo matemático que fundamenta a obtenção dos valores de HU é expresso pela Equação (1).

$$HU = \frac{\mu_{material} - \mu_{água}}{\mu_{água}} x\ 1000 \quad (1)$$

Graças a essa capacidade de mapeamento detalhado das densidades radiológicas, a TC tornou-se a modalidade de escolha para diversas emergências neurológicas. Essa preferência fundamenta-se, primeiramente, na rapidez de aquisição das imagens. O exame tomográfico é concluído em uma fração do tempo exigido por uma Ressonância Magnética (RM), reduzindo drasticamente o período de sedação ou anestesia geral ao qual o paciente crítico precisa ser submetido, o que minimiza os riscos anestésicos sistêmicos (Cooper *et al*., 2014).

No contexto clínico específico do Dachshund, essa agilidade soma-se à notável superioridade da TC na avaliação de tecidos mineralizados. Sendo a extrusão discal calcificada o achado patognomônico mais comum da Doença do Disco Intervertebral (DDIV) Hansen Tipo I nessas raças, a tomografia possibilita uma identificação exata da localização e extensão do material herniado (Brisson, 2010; Chaves *et al*., 2017; Cooper *et al*., 2014).

Ao permitir a visualização detalhada não apenas da extrusão, mas também da compressão medular e de eventuais hemorragias associadas, a

modalidade atua como etapa crítica e confirmatória para um planejamento cirúrgico rápido, seguro e assertivo (Mothé *et al*., 2024; Packer *et al*., 2016).

2.1.2 Imagens DICOM

O padrão *Digital Imaging and Communications in Medicine* (DICOM) é o formato universal para armazenamento e transmissão de imagens médicas. Mais do que um simples arquivo de imagem, o DICOM contém metadados que preservam as informações geométricas e os parâmetros de aquisição do exame (Cutipa Arapa *et al*., 2011).

Para fins de manufatura aditiva, a integridade desses dados é vital, pois servem como o ponto de partida para a segmentação e modelagem 3D, assegurando que o fantoma impresso mantenha as dimensões anatômicas do paciente original (Cutipa Arapa *et al*., 2011).

2.1.3 Região de Interesse (ROI)

Conforme Cutipa Arapa *et al*. (2011), o ROI (*Region of Interest*) é uma ferramenta de mensuração utilizada em imagens médicas digitais, como as obtidas por TC.

A principal função do ROI é permitir que o computador calcule e apresente informações sobre os valores de HU contidos dentro de uma área geometricamente definida selecionada na imagem.

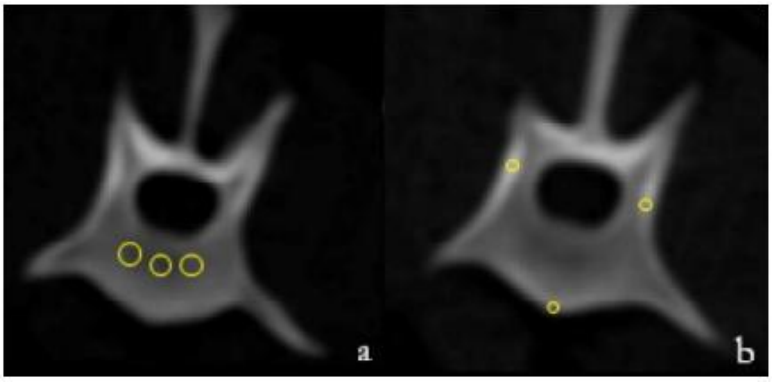
A aplicabilidade do ROI é comprovada principalmente nos estudos de Savi (2022), Henrique (2018) e Kahl (2019). Alinhado com o estudo de Cutipa Arapa *et al*. (2011), esta ferramenta é útil principalmente para extrair a média das Unidades Hounsfield (HU) contidos naquela área de interesse. O valor médio de HU serve para determinar se um material do fantoma é equivalente ao tecido que se propõe a simular.

Sua aplicabilidade em softwares de modelagem 3D auxilia no processo de segmentação que envolve a separação digital das estruturas, pois os valores de HU definidos em um ROI servem como limiar (*threshold*) para selecionar o volume exato do tecido de interesse.

2.1.3.1 HU do tecido ósseo canino

A determinação da radiodensidade óssea em cães por meio da TC se baseia na aferição da atenuação dos raios X, expressa em tons de HU. Para garantir a especificidade da leitura, a literatura utiliza o ROI por permitir isolar áreas anatômicas distintas e evitar a interferência de tecidos adjacentes na média final (Lee *et al*., 2015; Costa *et al*., 2010). A demonstração da seleção do ROI pode ser observada principalmente na Figura 3.

Figura 3 - Determinação do ROI: (a) medições no osso trabecular; (b) medições no osso cortical



Fonte: Costa *et al*., 2010

Conforme ilustrado na Figura 3, em uma imagem tomográfica, foi realizada a seleção das regiões de interesse (ROI) para a mensuração da equivalência de atenuação em Unidades Hounsfield no corpo vertebral da segunda vértebra lombar (L2) de um cão. A imagem (a) demonstra os círculos amarelos posicionados para a avaliação do osso trabecular, enquanto a imagem (b) exibe os círculos correspondentes para a análise do osso cortical.

O osso trabecular apresenta valores de atenuação mais baixos devido à sua porosidade. Em cães clinicamente saudáveis, a radiodensidade média situa-se na faixa de 425 ± 69 HU. Esta mensuração é obtida posicionando-se um ROI circular estritamente na região central do corpo vertebral do núcleo esponjoso, evitando as bordas para que a densidade cortical não eleve artificialmente a média (Lee *et al*., 2015; Costa *et al*., 2010).

Por sua vez, o osso cortical que compõe a periferia dos corpos vertebrais apresenta valores significativamente mais elevados devido à sua matriz compacta. No estudo de Costa *et al*. (2010), foi medida a região cortical das vértebras lombares em cães saudáveis, obtendo os valores de referência de em média de 799 ± 100 HU (Costa *et al*., 2010).

Esses valores de referência de HU fundamentam a estratégia de impressão deste trabalho, que buscou mimetizar tais densidades através da variação do percentual de preenchimento (*infill*) do material.

2.1.3.2 HU dos discos intervertebrais

A determinação de um valor único de referência em Unidades Hounsfield (HU) para discos intervertebrais caninos na literatura apresenta variações significativas.

A densidade radiológica do disco *in vivo* é uma variável dinâmica, diretamente influenciada pelo grau de hidratação do núcleo pulposo e por processos degenerativos e de calcificação.

Diante dessa ausência de uma métrica universal estática na literatura, a validação do Plastisol como material mimetizador neste estudo fundamentou-se na validação cruzada direta com dados clínicos reais, garantindo a reprodutibilidade e equivalência em Unidades de Hounsfield do fantoma.

2.2 Fantomas

Fantomas são modelos físicos ou computacionais criados para simular a interação da radiação ionizante com o corpo humano ou animal (Veneziani, 2017).

Na medicina veterinária e humana, a legislação proíbe a irradiação de seres vivos para fins de pesquisa, ensino e treinamento, o que torna os fantomas indispensáveis para que os profissionais possam estudar os parâmetros de aquisição e a qualidade das imagens em um ambiente controlado e seguro. (Savi, 2022).

2.2.1 O papel dos fantomas

A otimização de protocolos de TC é um componente essencial do controle de qualidade, visando garantir o máximo de informação diagnóstica com a menor dose possível por meio do princípio ALARA. Para atingir esse equilíbrio, o fantoma é empregado.

A qualidade da imagem tomográfica é determinada, principalmente, pelo balanço entre contraste e ruído. A otimização busca um balanço ideal entre uma imagem com contraste suficiente para diferenciar os tecidos, mas que apresente baixos níveis de ruído, que nada mais é do que flutuações aleatórias de pixel ou desvio padrão (Henrique, 2018; Lima, 2023).

Os principais parâmetros técnicos de aquisição que afetam essa relação são:

a) a tensão (kV) que determina a qualidade (energia) do feixe de raios X e impacta diretamente o contraste e a dose;

b) a corrente (mA) e o tempo de varreduras que controlam o número de fótons de raio X produzidos, sendo os principais fatores que influenciam o ruído da imagem. Aumentar o produto corrente-tempo

(mAs) reduz o ruído, mas aumenta proporcionalmente a dose de radiação; e

c) o Pitch que é a relação entre o deslocamento da mesa e a largura do feixe, afetando a sobreposição da radiação no corte, e diretamente a dose e o tempo de aquisição do exame.

Neste contexto, o fantoma proposto desempenha uma função crítica. Ao replicar a anatomia específica da coluna vertebral do Dachshund e manter a equivalência de Unidades Hounsfield (HU) dos tecidos, o modelo permite que o operador teste sistematicamente diferentes combinações desses parâmetros para a visualização precisa das estruturas de interesse.

2.3 A engenharia dos materiais

A construção de fantomas que apresentem fidelidade tanto anatômica quanto radiológica exige a convergência de tecnologias avançadas de digitalização e manufatura aditiva com a ciência dos materiais.

O desafio central reside não apenas na cópia da forma geométrica, mas na mimetização das propriedades de atenuação da radiação dos tecidos biológicos.

2.3.1 Reconstrução digital

A viabilidade da reconstrução digital de estruturas anatômicas está amplamente documentada na literatura. O processo inicia-se, invariavelmente, com a aquisição da anatomia de um espécime biológico real, digitalizado por meio de Tomografia Computadorizada (TC). Este método foi empregado com sucesso por Veneziani (2017) no desenvolvimento do fantoma *Canis Morphic*.

Para a manipulação desses dados, Henrique (2018) e Savi (2022) demonstram a eficácia de softwares de código aberto e gratuitos, como o 3D Slicer e o Meshmixer. Tais ferramentas permitem processar as imagens originais

em formato DICOM, realizando a segmentação das estruturas de interesse e convertendo-as em malhas tridimensionais no formato STL (*Stereolithography*).

Embora existam ferramentas automáticas, Savi (2022) ressalta que a segmentação de estruturas complexas exige refinamento manual para garantir a preservação de detalhes anatômicos críticos. Complementarmente, Padilla *et al*. (2008) destacam o uso de técnicas de modelagem avançadas, como *Non-uniform Rational B-Spline* (NURBS), para ajustes morfológicos, e a modelagem baseada em voxels para cálculos de transporte de radiação.

2.3.2 Tipos de tecnologia de impressão 3D

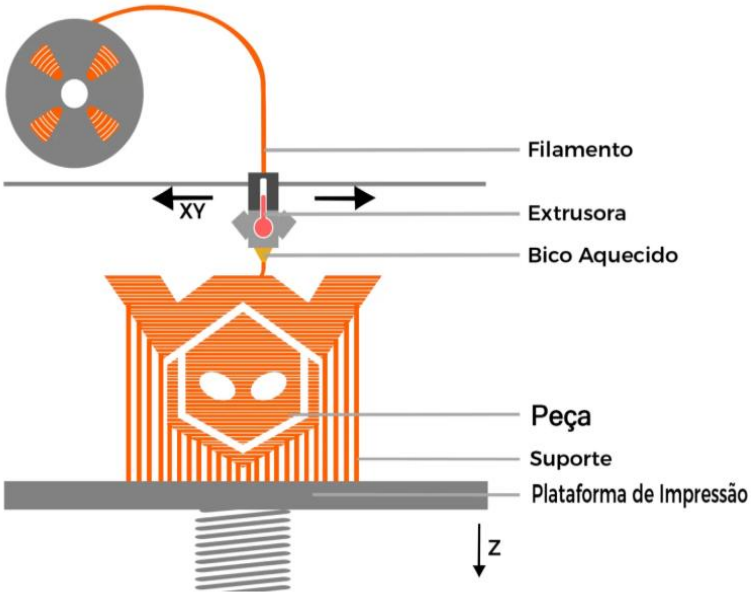
As tecnologias de Impressão 3D, ou Manufatura Aditiva, revolucionaram a produção de fantomas na radiologia (Costa, 2024; Savi, 2022). O estudo de Costa (2024) categoriza as tecnologias mais recorrentes no desenvolvimento de fantomas em dois grupos principais: a extrusão de material (FFF / FDM) e a fotopolimerização (SLA / DLP).

2.3.2.1 FFF / FDM

Também conhecida como *Fused Deposition Modeling* (FDM), a tecnologia FFF é a mais difundida e economicamente acessível (Savi, 2022). Seu princípio baseia-se na extrusão de um filamento termoplástico — comumente PLA (*Polylactic Acid*) ou ABS (*Acrylonitrile Butadiene Styrene*) — através de um bico aquecido, depositando o material camada por camada (Costa, 2024).

A principal vantagem do FFF para a radiologia reside na capacidade de modular a densidade interna da peça. Ao variar parâmetros como o percentual de preenchimento (*infill*), é possível criar estruturas que alternam entre plástico e ar, simulando diferentes densidades teciduais e, consequentemente, diferentes coeficientes de atenuação de raios X (Savi, 2022). A Figura 4 ilustra o esquema de funcionamento desta tecnologia.

Figura 4 - Esquema de extrusão de uma Impressora 3D FFF



Fonte: Wishbox, 2019

2.3.2.2 SLA e DLP

Diferente da extrusão, as tecnologias SLA e DLP utilizam resinas líquidas fotossensíveis que solidificam (curam) quando expostas à luz.

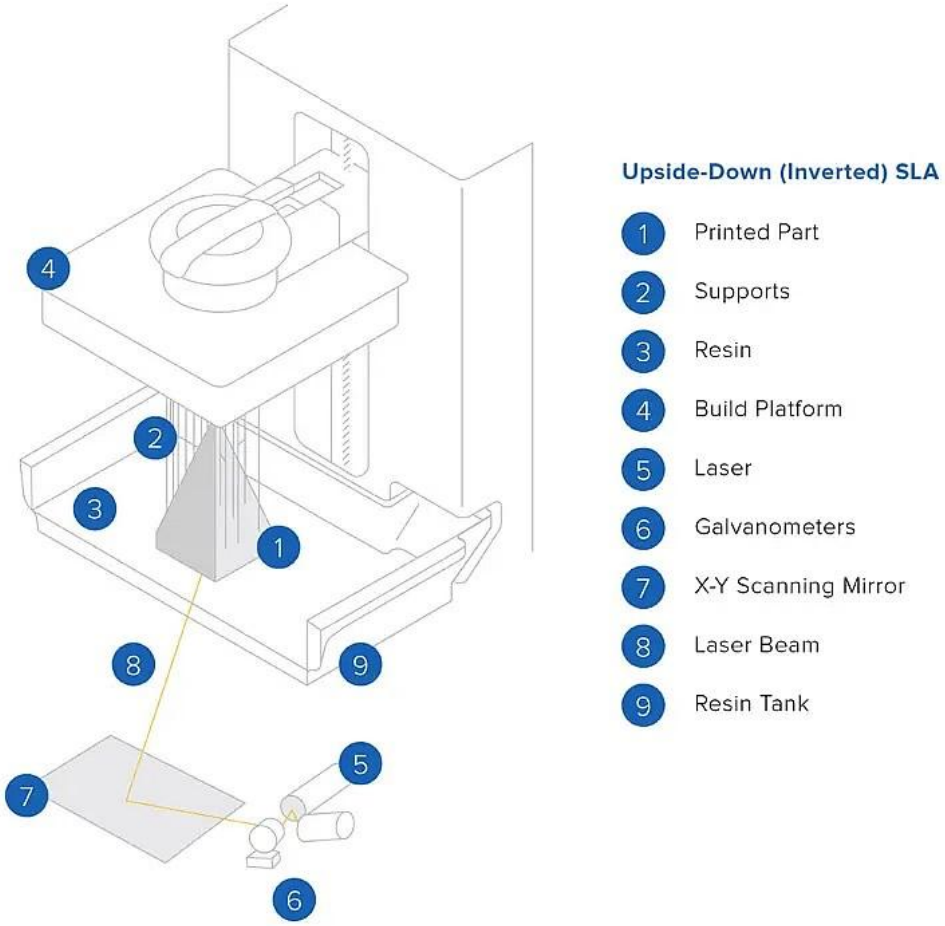
a) SLA: utiliza um laser ultravioleta (UV) guiado por espelhos para desenhar e solidificar a peça ponto a ponto (Costa, 2024; Savi, 2022);

b) DLP: emprega um projetor digital para curar uma camada inteira de resina simultaneamente, agilizando o processo de fabricação (Costa, 2024).

Embora ofereçam alta resolução superficial, conforme ilustrado nas Figuras 5 e 6, estas tecnologias apresentam limitações na variação de densidade interna em comparação ao controle de *infill* proporcionado pelo FFF.

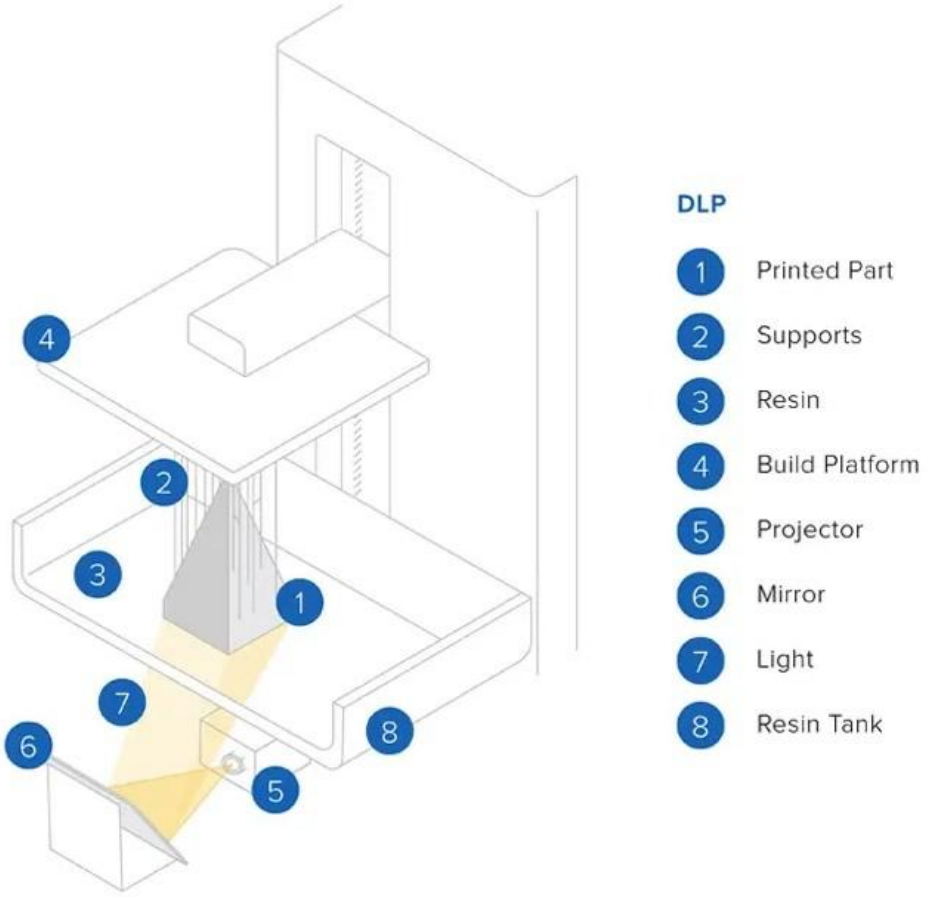
Conforme os estudos de Costa (2024) e de Savi (2022), ambas as tecnologias SLA e DLP pertencem ao grupo de fotopolimerização e utilizam resinas líquidas que curam ao serem expostas à luz Ultravioleta (UV) ou laser.

Figura 5 - Tecnologia SLA



Fonte: FORMLABS, 2024

Figura 6 - Tecnologia DLP



Fonte: FORMLABS, 2024

Diante das particularidades de cada tecnologia, especialmente no que tange à viabilidade de modificar a estrutura interna das peças para fins radiológicos, torna-se necessário compreender como essas características são configuradas na prática.

Essa transição do modelo digital para o físico não depende apenas da escolha da impressora, mas sim do ajuste preciso das variáveis operacionais que ditam a construção do objeto, conforme detalhado no tópico a seguir.

2.3.3 Parâmetros de impressão

A transcodificação do modelo digital para o objeto físico é mediada por softwares de fatiamento (*slicers*), como o Simplify3D. Segundo Savi (2022) e Costa (2024), a manipulação dos parâmetros de impressão define as propriedades finais do fantoma:

a) Percentual de Preenchimento (*Infill*): é o parâmetro crítico para a simulação radiológica. Variando de 0% (oco) a 100% (sólido), o *infill* controla a razão entre material e ar dentro da peça, permitindo simular a densidade variável de tecidos biológicos, como a diferença entre osso esponjoso e cortical, utilizando um único material base;

b) Padrão de Preenchimento (*Infill Pattern*): define a geometria da estrutura interna (ex: retilíneo, grid, colmeia). Savi *et al*. (2020) demonstram que, embora existam diversos padrões (Figura 7), o padrão retilíneo é frequentemente escolhido pela simplicidade e previsibilidade na deposição de material;

c) Altura de Camada (*Layer Height*): refere-se à espessura de cada fatia impressa. Influencia diretamente a resolução vertical (eixo Z) e o tempo de impressão;

d) Temperaturas: o controle exato da temperatura do bico extrusor e da mesa aquecida é vital para a adesão das camadas e a integridade estrutural da peça.

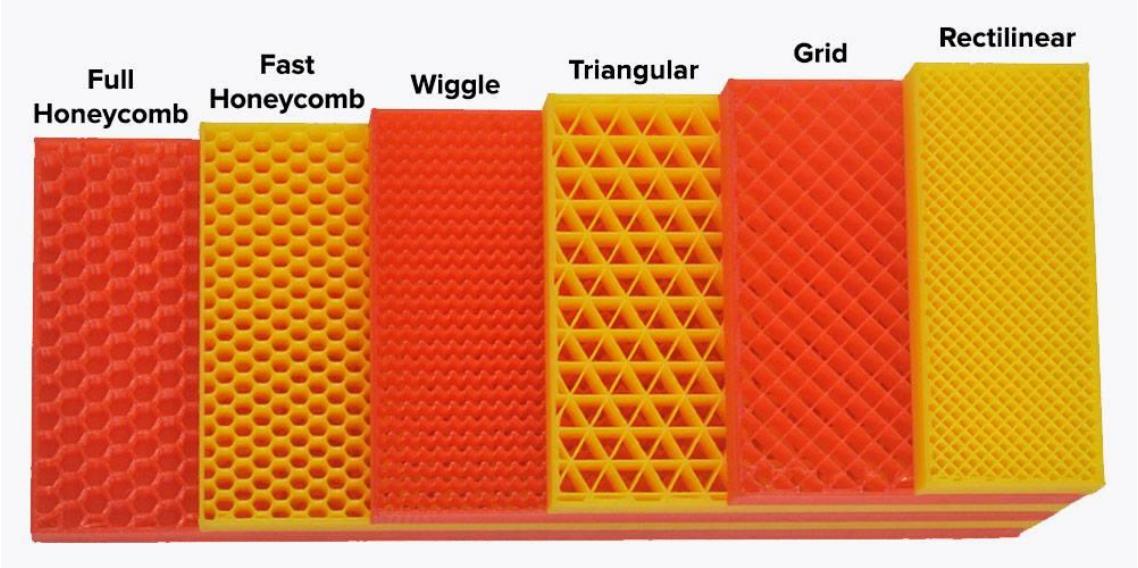
É imperativo notar que a atenuação de raios X (HU) é proporcional à densidade física do objeto. Portanto, a calibração do binômio material/infill é o que garante a equivalência radiológica.

Além disso, o estudo de Savi *et al*. (2020) demonstra que a fidelidade radiológica (HU) é governada predominantemente pelo percentual de preenchimento *infill*, e não pela geometria do padrão interno, o que valida o uso de padrões mais simples para fins de dosimetria e imagem. Por isso, o padrão

retilíneo é frequentemente escolhido pela simplicidade e previsibilidade na deposição de material.

Os diferentes tipos de *Infill* podem ser visualizados na Figura 7.

Figura 7 - Tipos de *infill*



Fonte: Savi *et al*., 2020

2.3.4 Análise de materiais equivalentes a tecidos

A validação de um fantoma depende de sua capacidade de mimetizar as Unidades Hounsfield (HU) dos tecidos reais. A água é a referência universal, definida como 0 HU. Em contraste, a gordura varia entre -120 e -80 HU, músculos entre 50 e 55 HU, e o osso cortical pode ultrapassar +1000 HU (Lima, 2023).

Para abranger esse amplo espectro de densidades, a literatura apresenta diversas estratégias. No contexto da simulação do tecido ósseo, a reprodução dos elevados valores de HU do osso cortical representa o principal desafio na manufatura aditiva utilizando polímeros convencionais.

a) Estratégias de preenchimento: Veneziani (2017) adotou uma abordagem híbrida, preenchendo ossos impressos em 3D com

uma mistura de resina de poliéster e 80% de carbonato de cálcio, alcançando cerca de 963 HU;

b) Filamentos dopados:

   I. Kahl (2019) utilizou um filamento de ABS misturado com sulfato de bário e carbonato de cálcio, testando diferentes concentrações para simular densidades ósseas variadas;

   II. O estudo de Savi *et al*. (2022) resultou no desenvolvimento do filamento XCT (uma matriz de ABS com sulfato de bário e carbonato de cálcio), capaz de atingir os valores de HU de osso cortical e dentina apenas com a impressão 3D, sem necessidade de preenchimento manual posterior;

c) Validação comercial: Costa (2024) confirmou que filamentos comerciais como o ABS Radiopaco (ABS RAD) reproduzem eficazmente o osso cortical, enquanto o PLA com Fibra de Carbono (PLA CF) mostrou-se promissor para mimetizar a densidade menor do osso trabecular.

Em relação à simulação de tecidos moles e gordura, as metodologias descritas na literatura para tecidos de baixa densidade abrangem tanto o uso de materiais sólidos quanto o de meios líquidos.

a) Materiais Sólidos e Géis:

   I. Kahl (2019) utilizou borracha de poliuretano com microesferas fenólicas para simular a gordura, mas para mimetizar a pele, Kahl (2019) aponta o uso de filamento FLEX ou a própria mistura de borracha, embora tenha notado fragilidade na segunda opção;

   II. por sua vez Veneziani (2017) validou o uso de gelatina balística para a simulação de tecido muscular,

demonstrando sua eficácia na atenuação de radiação equivalente ao tecido biológico;

III. Savi (2022) propôs uma abordagem diferente, demonstrando que o próprio ABS, com baixo percentual de *infill*, pode simular tecidos moles, embora a introdução de ar na estrutura exija calibração cuidadosa;

IV. Lazzari *et al.* (2023) propuseram uma emulsão de glicerol e óleo, que se mostrou estável e promissora para mimetizar a gordura;

V. embora polímeros à base de Cloreto de Polivinila (PVC), como o Plastisol, possuam equivalência tecidual comprovada, seu uso atual restringe-se a simulações computacionais ou estruturas rígidas (Tuza Llanos, 2024). A padronização da cura térmica do Plastisol flexível preenche a lacuna prática na mimetização de tecidos moles. Aplicado à reprodução de discos intervertebrais, este método viabiliza a simulação da DDIV, superando a instabilidade dos géis orgânicos e a complexa calibração dos filamentos de impressão;

b) Meios Líquidos: a água, por sua definição física de 0 HU e homogeneidade, permanece como um meio simulador de tecido mole de alta fidelidade e baixo custo, sendo amplamente utilizada como meio de imersão para fantomas ósseos visando evitar artefatos de ar e garantir equivalência radiológica próxima ao músculo e órgãos parenquimatosos.

2.4 Aplicações práticas dos fantomas

A aplicação de simuladores físicos constitui um pilar para o aprimoramento contínuo de protocolos em radiodiagnóstico e para a garantia da

segurança radiológica. A transição de um modelo experimental para o ambiente clínico exige uma etapa rigorosa de validação, conduzida primariamente por meio de exames de Tomografia Computadorizada (TC).

Esse processo visa atestar a fidelidade anatômica e radiológica do fantoma, cruzando quantitativamente as Unidades Hounsfield (HU) dos materiais sintéticos com os valores de referência dos tecidos biológicos equivalentes (Kahl, 2019).

Na literatura veterinária, a eficácia dessa abordagem translacional é evidenciada em projetos como o de Veneziani (2017). Ao submeter o fantoma tridimensional *Canis Morphic* a exames de TC e a planejamentos de radioterapia, o autor comprovou a estabilidade e a equivalência radiológica dos materiais frente a múltiplas modalidades de irradiação, atestando a viabilidade clínica desses simuladores.

Além do desenvolvimento tecnológico e da calibração de equipamentos, os fantomas exercem uma função estrutural na capacitação profissional. A incorporação de modelos anatômicos, como os simuladores vertebrais desenvolvidos por Henrique (2018), viabiliza um ambiente de aprendizado seguro e controlado.

Essa abordagem permite que pesquisadores e profissionais aperfeiçoem técnicas de posicionamento e modulem parâmetros de exposição (como kVp e mAs) de forma empírica.

Consequentemente, a otimização da qualidade da imagem ocorre sem o risco biológico associado à irradiação desnecessária de animais vivos, alinhando a prática veterinária aos rigorosos preceitos éticos e ao princípio de proteção radiológica ALARA.

3 METODOLOGIA

Fundamentada nos princípios de equivalência radiológica e nas especificidades morfológicas do Dachshund discutidas anteriormente, a presente metodologia descreve o fluxo de trabalho executado para o desenvolvimento do fantoma. O delineamento da pesquisa abrange desde o processamento digital de dados DICOM retrospectivos até a validação experimental dos materiais mimetizadores em ambiente hospitalar.

O presente trabalho configura-se como uma pesquisa aplicada com abordagem predominantemente quantitativa e de natureza experimental (Gil, 2017). Classifica-se como uma pesquisa aplicada por visar solucionar o problema prático imediato da ausência de fantomas específicos para a raça Dachshund (Gil, 2017).

Simultaneamente, possui natureza experimental ao envolver a manipulação controlada de variáveis independentes, como os parâmetros de impressão e de aquisição tomográfica, para observar seus efeitos sobre as variáveis dependentes, como a fidelidade da imagem e a atenuação em HU (Creswell; Creswell, 2017).

A abordagem é predominantemente quantitativa, fundamentando-se na medição rigorosa de grandezas físicas, especificamente a densidade dos materiais e seus respectivos valores de Unidade Hounsfield (HU), garantindo a validação estatística do modelo.

O delineamento metodológico baseou-se previamente em uma revisão de literatura abrangente nas bases de dados PubMed, SciELO, Scopus e ScienceDirect, cobrindo o período a partir de 2006.

Esta revisão permitiu identificar as lacunas no conhecimento sobre a anatomia do Dachshund e selecionar as melhores práticas de engenharia de materiais por meio do uso de FFF/FDM e análise de HU, que fundamentam as etapas descritas a seguir.

3.1 Delineamento da pesquisa

A fase experimental foi conduzida nas dependências da Hospital Universitário Polydoro Ernani de São Thiago, localizado em Florianópolis (SC), escolhido por dispor da infraestrutura de tomografia computadorizada utilizando o tomógrafo Philips Ingenuity CT de 64 canais, necessário para reproduzir fielmente a rotina clínica radiológica.

O estudo foi estruturado em três fases sequenciais e interdependentes:

a) levantamento de parâmetros e dados: etapa inicial de definição das características anatômicas da raça e seleção de materiais com base na literatura, como filamentos dopados para osso, o plastisol para discos vertebrais e água para tecidos moles;

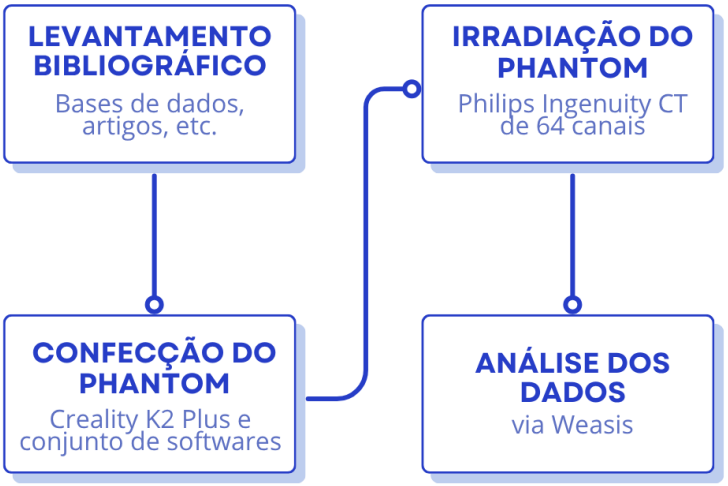
b) confecção do fantoma: processamento das imagens DICOM, segmentação digital e impressão 3D da estrutura óssea da região abdominal com densidades controladas (cortical e trabecular);

c) irradiação e análise: submissão do fantoma completo a exames de TC no Hospital parceiro. Esta fase serviu para analisar a equivalência radiológica (HU).

Os dados coletados foram submetidos à análise estatística e comparativa. A validação foi confirmada pelas amostras impressas com 100% e 65% de preenchimento (*infill*) ao atingirem, respectivamente, os valores de referência para osso cortical e trabecular estabelecidos na literatura. Mas, a principal métrica foram os valores de HU adquiridos do próprio estudo que serviu de base para o fantoma.

Essas etapas podem ser visualizadas de forma mais clara conforme apresenta a Figura 8.

Figura 8 - Fluxograma simplificado de trabalho



Fonte: A autora, 2025

3.2 Materiais e equipamentos utilizados

A construção e validação do fantoma da região abdominal de um Dachshund demandam a integração de tecnologias de manufatura aditiva para a estrutura óssea e o uso de meio aquoso para a simulação de tecidos moles.

3.2.1 Materiais de simulação tecidual

Para mimetizar as propriedades de atenuação de raios X das diferentes estruturas anatômicas, foram selecionados materiais com densidades radiológicas distintas:

a) tecido ósseo (cortical e trabecular): foi empregado o filamento XCT-A, uma matriz de ABS (Acrilonitrila Butadieno Estireno) dopada com cargas radiopacas de alto número atômico. Este material foi desenvolvido e patenteado pelo Instituto Federal de Santa Catarina (Patente BR102019013117-9) e validado em

estudos anteriores por sua capacidade de atingir altos valores de Unidade Hounsfield (HU) (Savi *et al*., 2022). No mercado, este filamento é comercializado sob a denominação ABS RAD (ABS Radiopaco).

A diferenciação entre os tipos ósseos foi obtida exclusivamente pela modulação dos parâmetros de impressão, especificamente o percentual de preenchimento (*infill*):

I. osso cortical: impressão com filamento radiopaco e 100% de *infill* (estrutura sólida) para máxima atenuação;

II. osso trabecular: impressão com o mesmo filamento radiopaco, porém com 65% de *infill*, gerando uma estrutura porosa de menor densidade radiológica;

b) tecidos moles: foi utilizada água para preencher uma casca impressa no formato fiel à pele do cão, a casca foi impressa com ABS e serviu como recipiente para conter a estrutura óssea impressa. A água foi escolhida por sua equivalência padrão de 0 HU, simulando adequadamente a atenuação média de tecidos moles e órgãos parenquimatosos, além de eliminar artefatos de ar na interface com o osso;

c) discos intervertebrais: foi empregado o Plastisol 5225 (composto polimérico em dispersão à base de Cloreto de Polivinila - PVC). A escolha deste material justifica-se pela sua capacidade de, após submetido ao processo de cura térmica, mimetizar a densidade radiológica e o comportamento mecânico flexível das estruturas articulares.

De forma geral, enquanto a água atua como simulador global dos tecidos moles, o Plastisol fundido é vertido e moldado diretamente nas interfaces das vértebras impressas em ABS Radiopaco.

Esta abordagem fornece o contraste tomográfico necessário para a região discal, superando as limitações de calibração de filamentos flexíveis de impressão 3D e garantindo alta fidelidade anatômica ao modelo.

3.2.2 Equipamentos de impressão e medição

O fluxo de trabalho digital e físico utilizou os seguintes recursos:

a) hardware:

I. Impressora 3D: modelo Creality K2 Plus. Este equipamento opera com a tecnologia *Fused Filament Fabrication* (FFF/FDM), selecionada por permitir o controle da deposição de material e da densidade interna das peças (Figura 9);

Figura 9 - Impressora 3D Creality K2 Plus



Fonte: Creality Brasil, 2026

b) Softwares: conjunto de softwares de código aberto e proprietários para cada etapa do processamento:

I. 3D Slicer: utilizado na etapa de segmentação, convertendo as imagens DICOM da tomografia original em modelos tridimensionais (malhas STL) das estruturas de interesse;

II. Autodesk Meshmixer: empregado para o pós-processamento, otimização e reparo das malhas digitais (correção de normais e fechamento de superfícies) antes da impressão;

III. Creality Print (Slicer): software de fatiamento responsável por converter o modelo digital (STL) em linguagem de máquina (GCODE). Nesta etapa, foram definidos os parâmetros críticos de densidade (*infill* de 65% e 100%) e o padrão de preenchimento;

IV. Weasis: visualizador de imagens médicas DICOM, utilizado para a análise quantitativa pós-aquisição, permitindo a definição de ROIs (*Regions of Interest*) e a mensuração dos valores de HU.

3.2.3 Equipamento de TC

A validação experimental e a aquisição das imagens do fantoma foram realizadas em um tomógrafo computadorizado da marca Philips Ingenuity CT de 64 canais, que integra três princípios tecnológicos fundamentais para a obtenção de imagens volumétricas de alta resolução.

Em termos de arquitetura física, o sistema opera sob o modelo de terceira geração, no qual o tubo de raios X e o arco de detectores encontram-se posicionados em oposição e realizam uma rotação síncrona ao redor do paciente (Flohr, 2013).

Aliada a essa estrutura, a cinemática de aquisição é do tipo helicoidal, viabilizada pela tecnologia de anéis deslizantes (*slip rings*), que permite a rotação

contínua do tubo simultaneamente ao deslocamento ininterrupto da mesa através do gantry (Flohr, 2013).

Por fim, a geometria do sistema de detecção caracteriza-se por ser multicortes (*multislice*); em vez de possuir apenas uma fileira para um único corte por volta, o arco conta com 64 fileiras de detectores distribuídas ao longo do eixo Z, possibilitando a aquisição de múltiplos cortes transversais a cada rotação completa do conjunto (Flohr, 2013).

3.2.3.1 Parâmetros de aquisição

O protocolo de aquisição das imagens seguiu parâmetros clínicos de rotina para a região abdominal, utilizando os parâmetros apresentados na Tabela 1.

TABELA 1 – Parâmetros clínicos de rotina

Propriedades da imagem tomográfica	
Modo de aquisição	Helicoidal
Espessura de corte	1,5 mm
Segmentos de varredura	abdome
Filtros de reconstrução	(Kernels) B e YA
Pitch	1.4
Incremento	0,75 mm

Fonte: dados da pesquisa, 2026

Conforme o tomógrafo utilizado na aquisição das imagens do fantoma, foram aplicados os filtros de reconstrução matemáticos (Kernels) B e YA — nomenclaturas algorítmicas padronizadas em tomógrafos do fabricante

Philips — para otimizar a visualização e a mensuração de densidade dos diferentes materiais constituintes do fantoma (Philips, 2013).

A adoção destes algoritmos específicos tem a finalidade de adequar o processamento da imagem às características físicas de cada tecido mimetizado.

O filtro Kernel B (Filtro Suave / Standard) é destinado à avaliação das partes moles, correspondentes à água e aos discos de Plastisol. A funcionalidade deste filtro é promover a suavização da imagem e a redução do ruído, priorizando a alta resolução de contraste. Essa estabilidade na imagem é imprescindível para garantir uma aferição precisa e confiável das Unidades Hounsfield (HU) em tecidos de baixa densidade, evitando que picos de ruído mascarem os valores reais do material (Philips, 2013).

Já o filtro Kernel YA (Filtro Duro / Sharp) é aplicado primariamente para o detalhamento das estruturas ósseas impressas em ABS Radiopaco. A funcionalidade técnica deste filtro baseia-se no forte realce de bordas — interfaces entre estruturas de densidades radiológicas diferentes — para maximizar a resolução espacial (Philips, 2013).

Apesar de resultar em um aumento natural do ruído na imagem, o Kernel YA é fundamental para delimitar nitidamente a interface entre os tecidos adjacentes e para evidenciar microestruturas de alta densidade, permitindo a avaliação precisa da arquitetura óssea (trabecular e cortical) (Philips, 2013).

3.2.4 Preparo e Manipulação do Plastisol

O Plastisol 5225 da empresa Avipol (Figura 10), com dureza de 12 a 16 Shore A, é um material que possui alta flexibilidade e resistência, sendo ideal para mimetizar a densidade e a textura de tecidos moles na construção de fantomas radiológicos.

Figura 10 - Avipol - Plastisol 5225

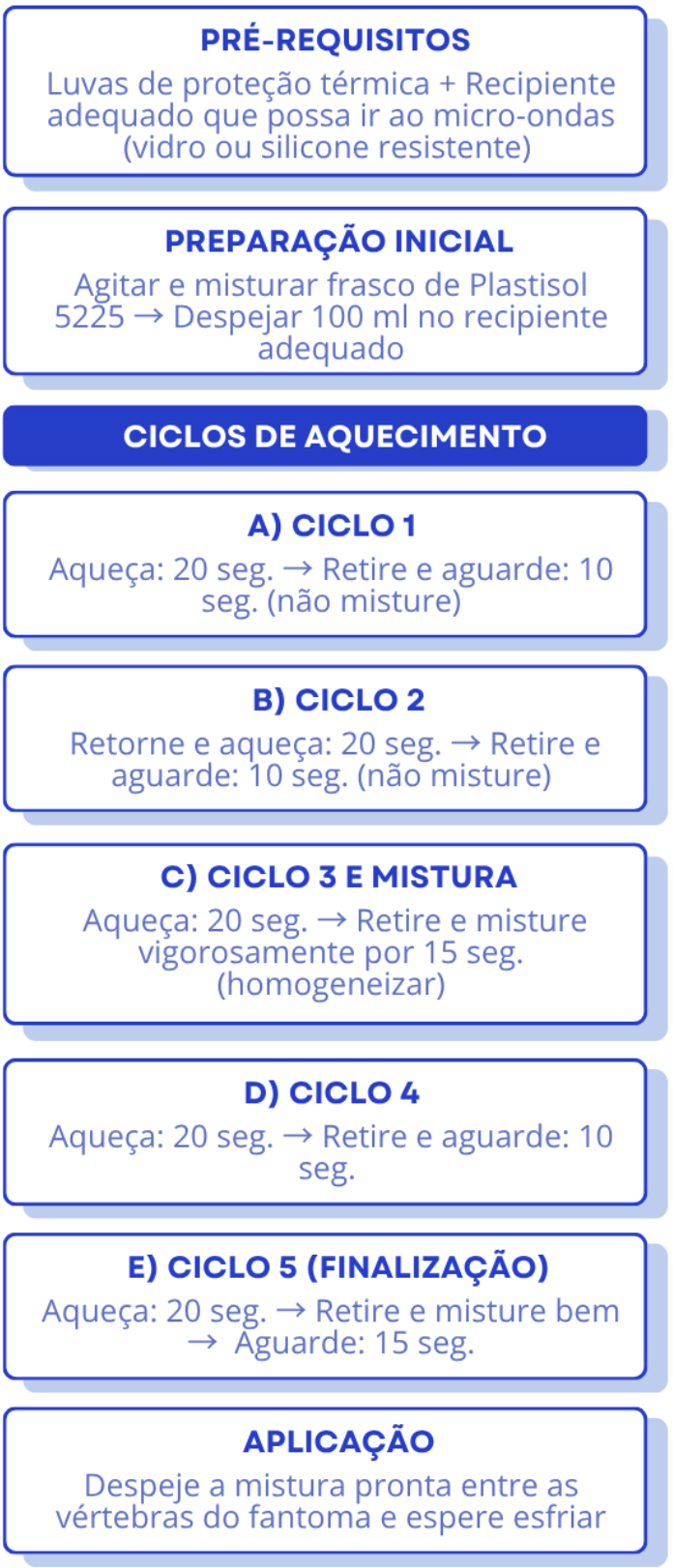


Fonte: Avipol, 2023

Para o processo de cura térmica do material, estipulou-se a utilização de um forno de micro-ondas comercial padrão, operando sob tensão de 220 V e com potência nominal de 700 W. O controle dessa potência determina a correta polimerização da resina sem a degradação de suas propriedades físicas.

Como as instruções do rótulo recomendam o aquecimento em micro-ondas com pausas, foi elaborado e seguido um passo a passo simplificado (Figura 11), que dita as etapas do preparo correto do Plastisol 5225 no micro-ondas, seguindo e respeitando as transições físicas do material durante a polimerização térmica, onde ele passa de líquido para um gel sólido, e depois derrete para o líquido final.

Figura 11 - Passo a passo simplificado do preparo do Plastisol 5225



Fonte: A autora, 2025

3.2.4.1 Comportamento físico do Plastisol 5225

Esta sessão tem por objetivo explicar o que acontece com o material durante as etapas expressas na sessão anterior 3.2.4 no Preparo e Manipulação do Plastisol:

a) estado inicial e temperatura: o policloreto de vinila em dispersão sofre sedimentação no frasco, exigindo agitação prévia. Durante o processo de cura térmica, a resina atinge altas temperaturas, variando entre 140 °C e 170 °C;

b) fase fluida (após ciclo 1): nos primeiros estágios de aquecimento, o material não sofre alteração visual significativa, mantendo sua consistência "rala" (líquida/fluida);

c) fase de gelificação / estágio "pedra" (após ciclos 2 e 3): conforme absorve calor, o plastisol entra em gelificação. A estrutura do material muda drasticamente, ganhando um aspecto endurecido e aglomerado. Esta é uma reação termoquímica normal do polímero antes de atingir sua fusão completa, exigindo a quebra mecânica (mistura vigorosa) para auxiliar na homogeneização;

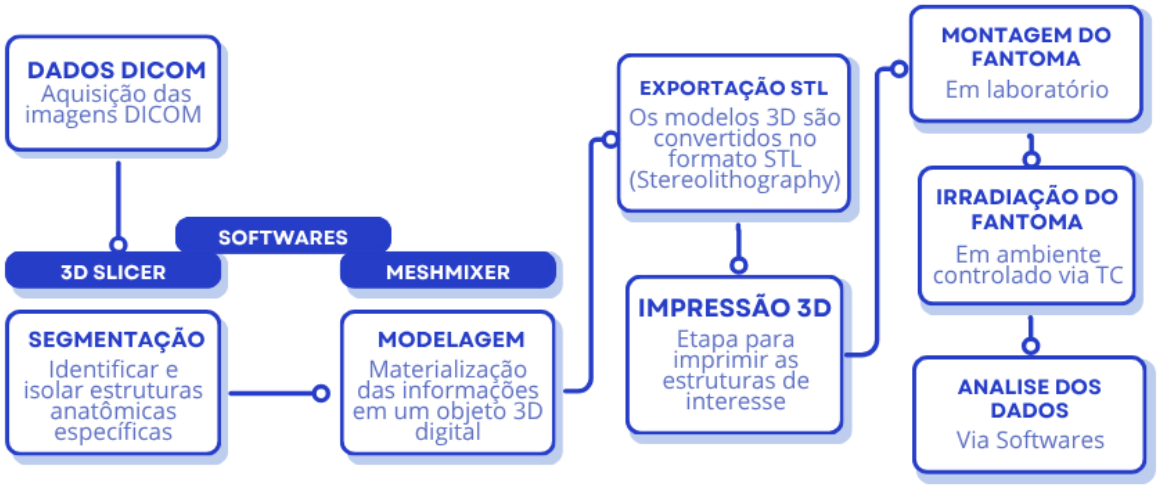
d) ponto ideal de fusão (ciclo final): a combinação da temperatura acumulada com a ação mecânica da mistura faz com que a estrutura rígida se desfaça. O plastisol funde completamente e retorna ao estado "ralo", resultando em um líquido final polimerizado, liso, homogêneo e sem grumos, pronto para ser moldado.

3.3 Procedimentos experimentais

O desenvolvimento do fantoma seguiu um fluxo de trabalho linear compreendendo a aquisição de dados, o processamento digital que englobam a segmentação e modelagem, a manufatura aditiva e a validação experimental.

A sistematização dessas etapas baseia-se nas melhores práticas identificadas na revisão de literatura, conforme ilustrado no fluxograma da Figura 12.

Figura 12 - Fluxograma de trabalho



Fonte: A autora, 2025

3.3.1 Aquisição dos dados DICOM

A etapa inicial consistiu na obtenção dos dados anatômicos base. Para tal, foram utilizados arquivos DICOM retrospectivos, provenientes do banco de dados de exames do Hospital Veterinário 3 Irmãos, em Florianópolis, referentes a uma tomografia computadorizada de abdome de um espécime canino da raça Dachshund, realizada em um tomógrafo da marca GE Revolution ACT de 16 canais.

A seleção deste exame específico deveu-se à qualidade técnica da aquisição original, realizada em modo helicoidal com espessura de corte de 1,3 mm, parâmetro ideal para garantir a resolução espacial necessária para a reconstrução 3D.

Os metadados do arquivo DICOM preservam os valores originais de Unidade Hounsfield (HU), que serviram de referência para a validação posterior.

3.3.2 Segmentação da imagem médica

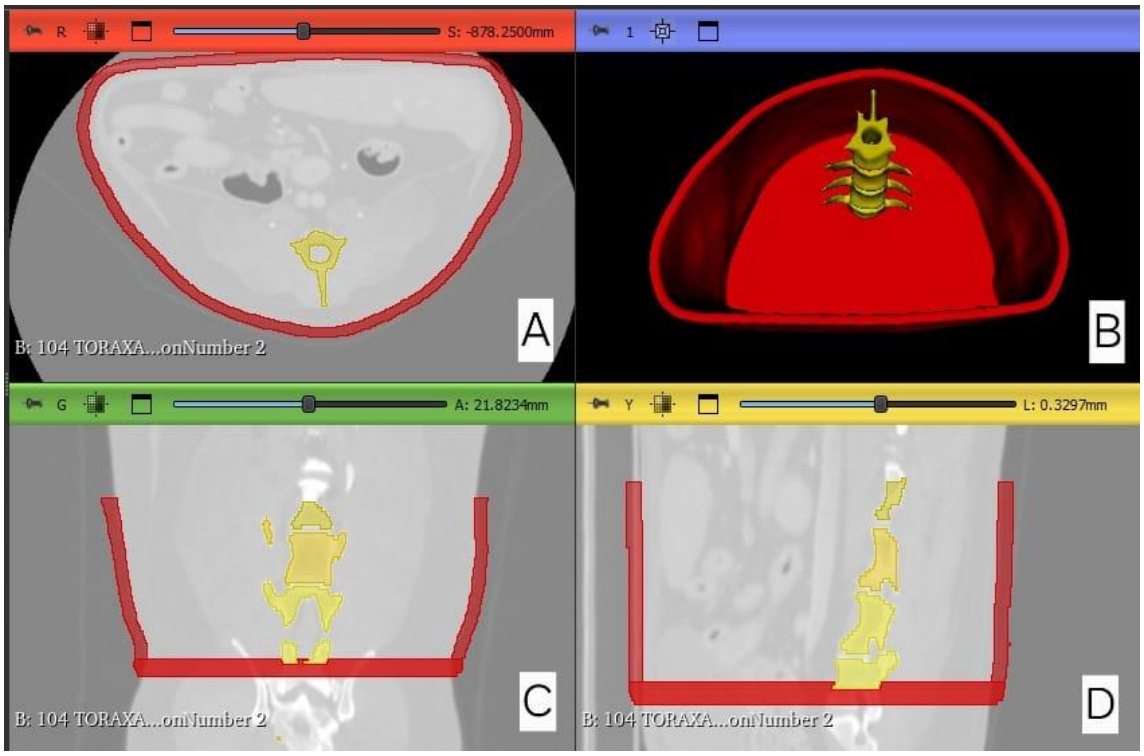
A conversão dos dados DICOM em um modelo volumétrico tridimensional foi realizada no software 3D Slicer. O objetivo desta fase é isolar digitalmente as estruturas anatômicas da parte óssea de interesse — englobando a coluna vertebral — e definir o volume das partes moles para a confecção da casca, que serviu como recipiente das estruturas ósseas impressas e armazena a água do fantoma.

No software 3D Slicer, o processo de segmentação seguiu um protocolo de limiarização (*thresholding*) específico para cada tecido, visando a máxima fidelidade morfológica.

Para criar a casca, foi feita a delimitação do volume corporal total, onde foi aplicado um *threshold* mínimo de -703.20 HU. A confecção da casca externa foi realizada através da duplicação desta máscara de segmentação, seguida da criação de uma margem exterior e subsequente remoção (subtração) do segmento interno.

Este procedimento gerou um invólucro estanque que foi posteriormente preenchido com água para mimetizar a atenuação dos tecidos moles, conforme ilustrado na Figura 13.

Figura 13 - Criação da casca externa e segmentação das vértebras do fantoma no 3D Sicer



A) volume de TC no corte axial com vista caudal; B) volume 3D do fantoma com vista caudal; C) volume de TC no corte coronal com vista ântero-posterior; D) volume de TC no corte sagital com vista látero-lateral.

Fonte: A autora, 2025

Na Figura 13, expõe-se a visualização multiplanar no software 3D Slicer, onde a segmentação das vértebras é evidenciada na cor amarela e a da casca externa na cor vermelha. Essa visualização assegura a precisão do alinhamento anatômico entre as estruturas internas e externas do fantoma.

Para a segmentação das vértebras lombares (L4 a L7), foi aplicado um *threshold* mínimo de 167.10 HU. Este valor foi definido para delimitar a estrutura óssea com precisão, preservando os espaços discais intervertebrais.

O software gerou os mapas de segmentação baseados nesses limiares, que foram convertidos em malhas de superfície (*mesh*) e exportados no formato STL (Stereolithography) para a etapa de processamento e reparo.

3.3.3 Processamento digital do modelo 3D

O modelo STL gerado pelo 3D Slicer pode apresentar imperfeições inerentes ao processo de segmentação, tais como buracos na malha (*mesh holes*), sobreposições ou geometria não-sólida, o que o torna inadequado para a impressão 3D.

O software Meshmixer foi empregado para a otimização e reparo da malha e aprimoramento da peça. Nesta etapa, foram aplicadas algumas ferramentas como:

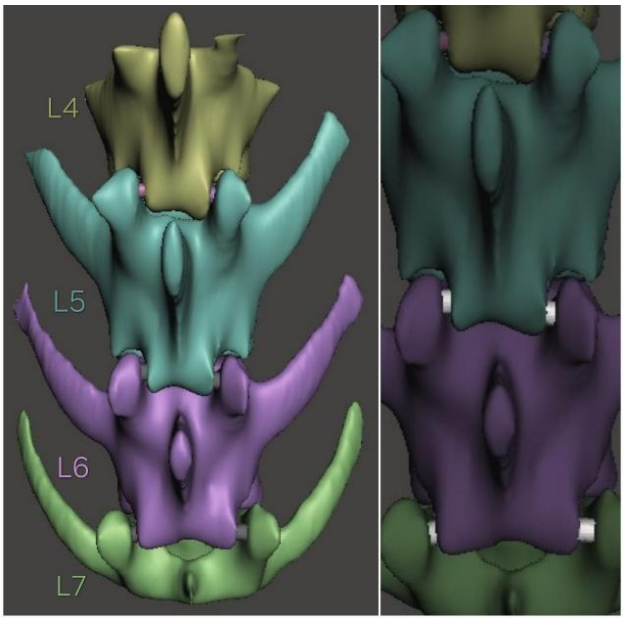
a) *Inspector*: para identificar e reparar automaticamente buracos na malha (*mesh holes*) e partículas desconectadas;

b) *Make Solid*: para garantir que o objeto tenha um volume interno definido e estanque, requisito obrigatório para a impressão 3D;

c) *Reduce*: para simplificar a malha poligonal sem perda de detalhes anatômicos relevantes, otimizando o processamento no fatiador;

Além do uso de ferramentas para a modelagem da peça, foram projetados e inseridos pequenos suportes cilíndricos entre as faces articulares das vértebras L4, L5, L6 e L7 (Figura 14) com o objetivo de preservar o espaço intervertebral e garantir a manutenção da postura anatômica correta durante a montagem física do modelo.

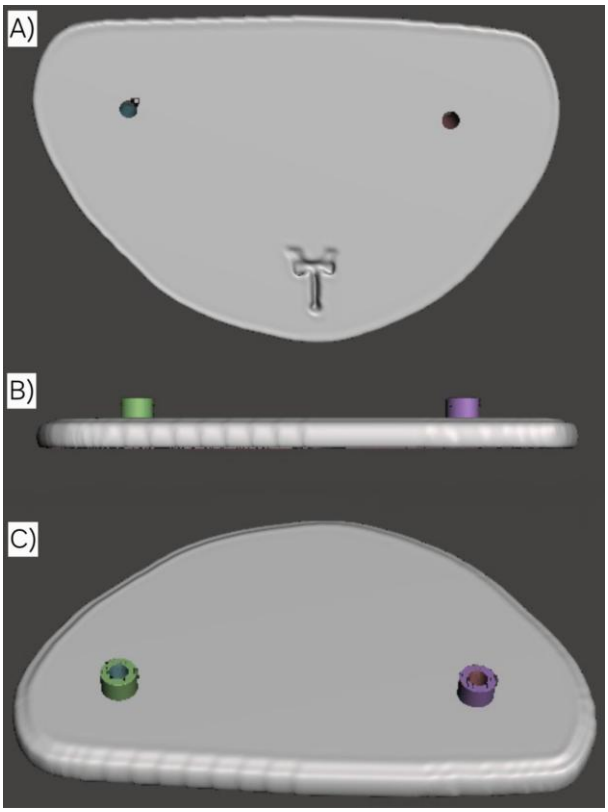
Figura 14 - Processamento digital das vértebras no Meshmixer



Fonte: A autora, 2025

A tampa do recipiente foi projetada no software Meshmixer com dois orifícios cilíndricos estratégicos. As dimensões destas aberturas foram aferidas com o auxílio de um paquímetro, visando garantir o encaixe milimétrico de um sistema mecânico de vedação (Figura 15).

Figura 15 - Tampa do fantoma no Meshmixer: A) vista inferior interna; B) vista lateral; C) vista superior externa



Fonte: A autora, 2025

Além disso, foi colocado uma referência de encaixe das vértebras na casca e na tampa com o intuito de servir como guia de posicionamento para a coluna vertebral do fantoma (Figura 15).

3.3.4 Definição de parâmetros de impressão

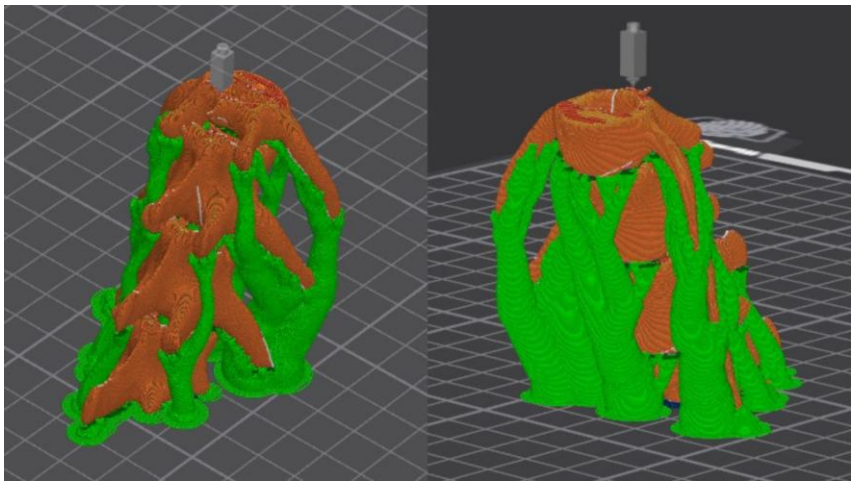
A densidade radiológica das peças foi controlada exclusivamente pela variação do parâmetro de preenchimento (*infill*), mantendo-se os demais parâmetros constantes para garantir a reprodutibilidade.

A fidelidade estrutural e equivalência em Unidades de Hounsfield do fantoma foi garantida pela configuração rigorosa dos parâmetros de fatiamento (GCODE). O controle térmico foi padronizado para ambos os materiais utilizados,

operando com o bico extrusor a 230°C, a mesa de impressão aquecida a 100°C e a câmara fechada mantida a 50°C, visando garantir a adesão ideal entre as camadas e evitar delaminações por choque térmico.

A resolução no eixo Z foi estabelecida com uma altura de camada de 0,20 mm. Como estratégia de otimização de tempo e economia de material, as estruturas foram impressas em orientação invertida com a aplicação de suportes do tipo árvore (*tree supports*) (Figura 16).

Figura 16 - *Tree supports*



Fonte: A autora, 2025

A variação da densidade foi ditada exclusivamente pelo percentual de preenchimento (*infill*): a casca externa, confeccionada integralmente em filamento ABS, foi impressa com *infill* de 100%, garantindo total estanqueidade do recipiente. Já as estruturas ósseas internas, impressas com o filamento radiopaco XCT-A, utilizaram um *infill* de 65%.

As configurações definidas para o fatiamento (GCODE) estão apresentados conforme a Tabela 2:

TABELA 2 – Configurações definidas para o fatiamento (GCODE)

Configurações definidas para o fatiamento (GCODE)	
Material	XCT-A / ABS
Osso Cortical (XCT-A)	*Infill* de 100%
Osso Trabecular (XCT-A)	*Infill* de 65%
Casca (ABS)	*Infill* de 100%
Padrão de Preenchimento	Retilíneo
Altura de Camada	0,20 mm
Temperaturas	Conforme fabricante

Fonte: dados da pesquisa, 2026

A parametrização escolhida no software fatiador impactou diretamente o tempo de manufatura e o consumo de recursos. O processo de impressão 3D de todas as peças do fantoma efetivo (coluna, casca e tampa) totalizou 14 horas e 18 minutos de operação da impressora Creality K2 Plus.

Em relação ao consumo de material, a confecção da casca externa e da tampa demandou, em conjunto, 520 gramas de filamento ABS padrão. Já a impressão das estruturas ósseas da coluna consumiu apenas 37 gramas do filamento ABS Radiopaco (XCT-A).

3.3.5 Vedação da casca

Como etapa crítica pós-impressão e anterior à montagem das estruturas internas, a casca e a face interna da tampa foram submetidas a um tratamento químico por meio de um banho de acetona (Figura 17).

Figura 17 - Acetona

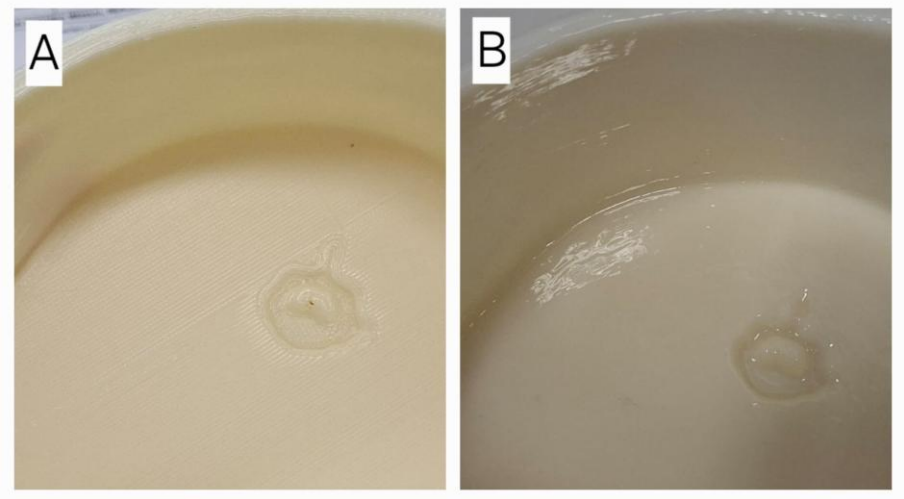


Fonte: NEON Comercial Reagentes Analíticos, 2026

A substância foi aplicada para derreter parcialmente a superfície interna do ABS, selando porosidades inerentes à deposição de camadas, visíveis na Figura 18, etapa A, e prevenindo vazamentos provenientes da etapa de preenchimento líquido.

Resultando em uma peça com o aspecto mais brilhoso e liso, conforme pode ser observado na Figura 18, etapa B.

Figura 18 - Análise comparativa: (A) peça sem acetona; (B) peça com acetona



Fonte: A autora, 2026

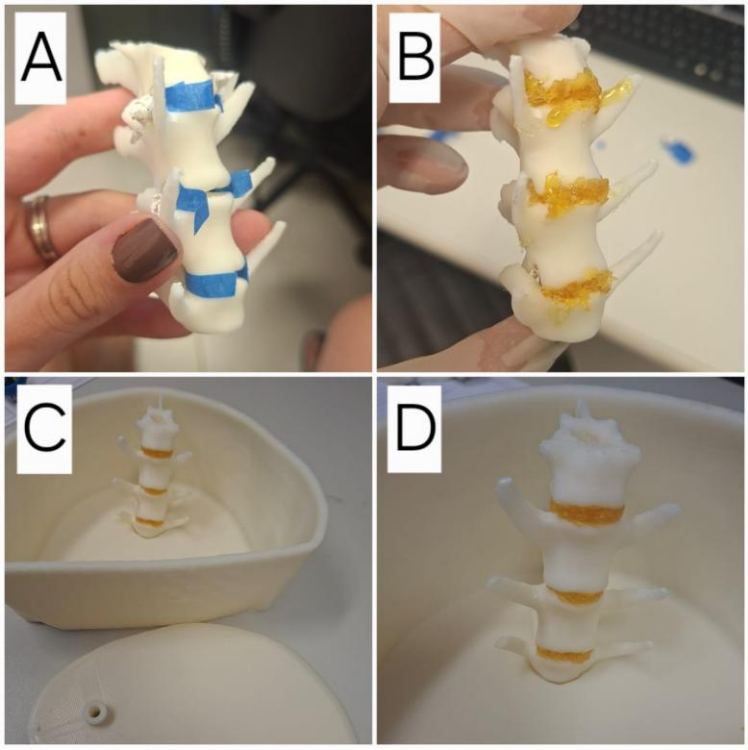
3.3.6 Teste piloto

Antes da impressão definitiva do esqueleto da porção abdominal, foi realizada uma etapa de teste de materiais e técnicas de montagem, conforme ilustrado na Figura 19.

Com o intuito de otimizar recursos financeiros e tempo de máquina, a porção óssea da estrutura abdominal do cão foi previamente fatiada no software Creality Print e impressa em filamento ABS padrão na impressora Creality K2 Plus.

Esse modelo piloto permitiu o teste e aprimoramento da técnica de deposição do plastisol nos espaços intervertebrais (Figura 19, etapas A e B), como permitiu também planejar a localização da estrutura dentro do invólucro do fantoma (Figura 19, etapas C e D).

Figura 19 - Etapas de teste: (A) posicionamento da fita; (B) deposição de plastisol; (C) posicionamento na casca; (D) conformação final



Fonte: A autora, 2025

O plastisol, em sua fase de aplicação anterior à cura, apresenta-se em estado líquido. Para evitar que o material escorresse e se espalhasse de forma desordenada pela estrutura óssea impressa, utilizou-se uma fita adesiva para vedar a região posterior do canal medular, auxiliando na moldagem inicial e na retenção do material nos espaços correspondentes aos discos intervertebrais durante o preenchimento (Figura 19, etapa A).

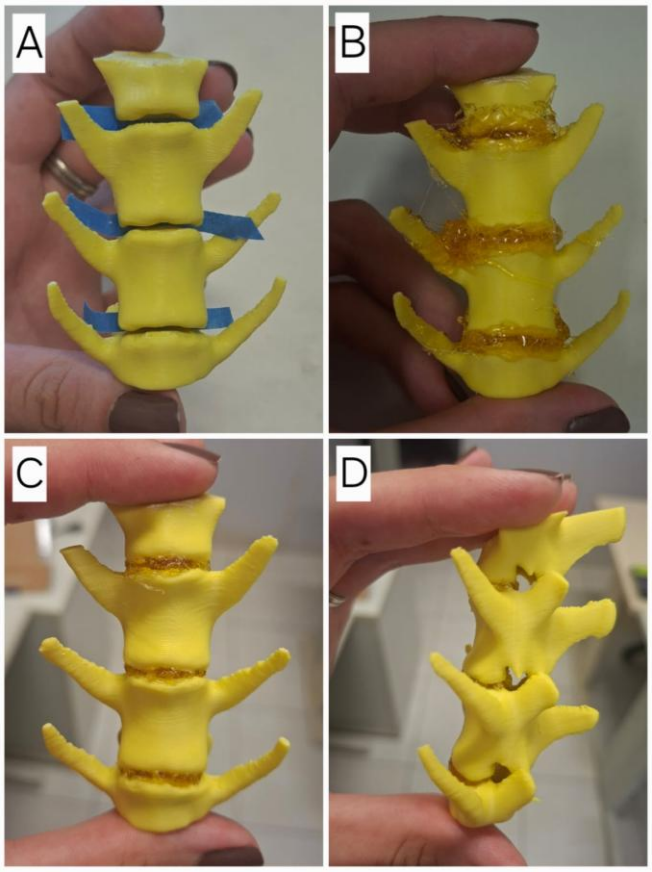
Após a secagem e conformação do plastisol (Figura 19, etapa B), observou-se a ocorrência de pequenos extravasamentos inerentes à fluidez inicial da substância. Para corrigir essas imperfeições, realizou-se uma etapa de limpeza mecânica e refinamento estético utilizando um bisturi, onde a remoção dos excessos permitiu conferir o formato anatômico mais fidedigno aos discos intervertebrais, resultado que pode ser visualizado na estrutura final montada (Figura 19, etapa D).

3.3.7 Técnica de montagem e vedação

Após a validação prática desse processo de deposição e acabamento no modelo piloto, a coluna efetiva do fantoma foi fatiada no software Creality Print e impressa na impressora Creality K2 Plus, utilizando o filamento radiopaco XCT-A seguindo o processo de trabalho proposto.

O resultado pode ser observado na Figura 20.

Figura 20 - Etapas da coluna efetiva: (A) posicionamento da fita; (B) deposição de plastisol; (C) limpeza da peça; (D) conformação final



Fonte: A autora, 2025

Após o tratamento das superfícies internas da casca e da tampa com acetona e a secagem completa, iniciou-se a fixação da coluna vertebral, já devidamente preparada com os discos de plastisol, no interior da casca.

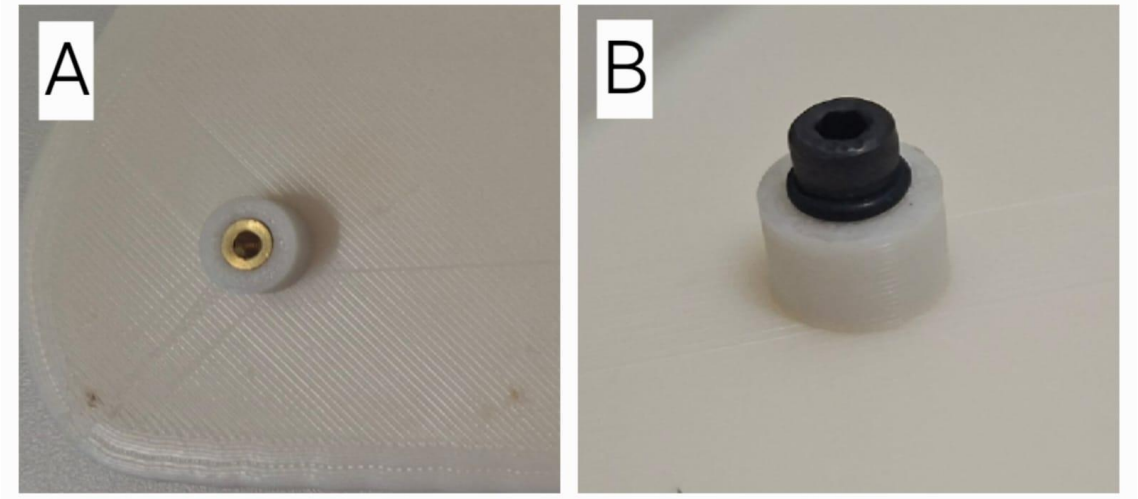
A união entre a coluna, a casca e a tampa foram realizadas com uma solução adesiva composta por ABS dissolvido em acetona, criando uma interface impermeável.

Para o sistema de fechamento, utilizou-se um conjunto de insertos roscados, parafusos e arruelas de borracha. As aberturas na tampa, previamente validadas com parquímetro, receberam os parafusos sob termoconformação para garantir o assentamento perfeito das vedações (Figura 21, etapa A).

Somente após a consolidação total de todas as colagens e vedações, o fantoma foi preenchido com água através dos orifícios superiores com o auxílio de uma seringa.

O processo foi finalizado com o rosqueamento dos parafusos, assegurando a estanqueidade absoluta da peça para a avaliação tomográfica (Figura 21, etapa B).

Figura 21 - Etapas da vedação: (A) posicionamento do inserto roscado; (B) rosqueamento dos parafusos e arruelas



Fonte: A autora, 2025

3.3.8 Avaliação do HU

As amostras impressas e o simulador de disco intervertebral em plastisol foram submetidos a exames de TC no Hospital Universitário (HU-UFSC), utilizando o equipamento Philips Ingenuity de 64 canais.

Para a aquisição das imagens, o fantoma finalizado e preenchido com o meio líquido foi posicionado no centro da mesa de exames do tomógrafo, onde o alinhamento foi ajustado com o auxílio dos lasers de posicionamento do equipamento, garantindo que a estrutura anatômica repousasse perfeitamente no isocentro do gantry, conforme ilustra a Figura 22.

Figura 22 - Posicionamento do fantoma no isocentro do tomógrafo



Fonte: A autora, 2025

Este cuidado simulou o posicionamento padronizado de um paciente canino em decúbito ventral, para evitar distorções geométricas e assegurar a simetria dos cortes tomográficos para a aferição das Unidades Hounsfield.

O protocolo de aquisição empregou a técnica helicoidal com espessura de corte de 1,5 mm e incremento de 0,75 mm, garantindo a sobreposição necessária para a alta resolução espacial das imagens.

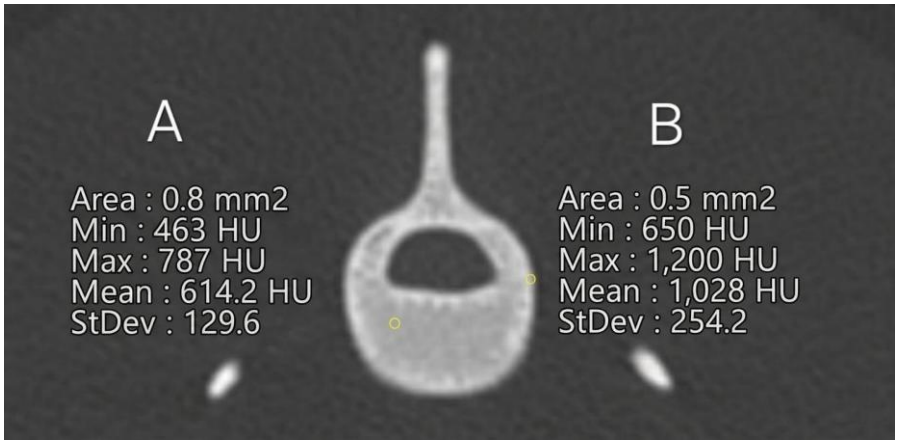
As reconstruções foram processadas com algoritmos de redução de ruído iterativa e filtros de alta frequência (kernel YA) para tecidos ósseos e filtros suavizados (kernel B) para partes moles.

A análise quantitativa foi realizada no software Weasis. Definiram-se os ROIs circulares em cortes tomográficos distintos para cada estrutura de interesse: osso cortical (XCT-A 100% *infill*), osso trabecular (XCT-A 65% *infill*) e discos intervertebrais (Plastisol 5225). O valor final de HU foi obtido pela média aritmética dessas aferições, assegurando a representatividade da densidade volumétrica.

Na mensuração óssea, o ROI foi posicionado centralmente no corpo vertebral para o osso trabecular e tangencialmente às bordas para o osso cortical. Para o plastisol, o ROI foi centralizado no espaço intervertebral.

A Figura 23 ilustra o posicionamento dos ROIs no software Weasis para a aferição das densidades no fantoma.

Figura 23 - Medições dos ROIs: A) equivalente ao osso trabecular; B) equivalente ao osso cortical



Fonte: A autora, 2025

Como critério de aceitação, estabeleceu-se que os valores mensurados para a estrutura óssea deveriam apresentar certa correlação com a literatura levantada. Mas, a principal métrica foram os valores de HU adquiridos do próprio estudo que serviu de base para o fantoma.

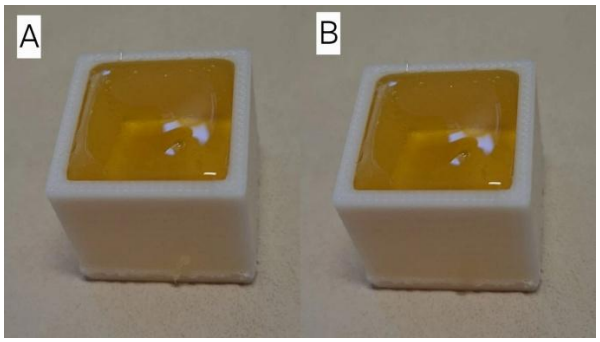
Para o plastisol, o objetivo foi validar sua equivalência radiológica aos discos intervertebrais caninos.

3.3.8.1 Cubos de controle

Com o intuito de isolar a densidade intrínseca do plastisol e mitigar possíveis interações secundárias — como o espalhamento de radiação proveniente da água ou artefatos de endurecimento de feixe gerados pelo osso cortical no fantoma completo — confeccionaram-se dois cubos de controle contendo apenas o polímero.

O preparo seguiu dois protocolos distintos para avaliar a homogeneidade do material, conforme apresenta a Figura 24: no primeiro (Cubo A), o plastisol foi vertido diretamente após a polimerização térmica; no segundo (Cubo B), a peça foi submetida a um vibrador de gesso durante a fase de preenchimento, visando a eliminação de bolhas de ar inerentes ao processo de manipulação.

Figura 24 - Cubos de controle: (A) protocolo sem vibração; (B) protocolo com uso de vibrador para eliminação de bolhas



Fonte: A autora, 2025

Ambos os cubos foram submetidos ao mesmo protocolo tomográfico e técnica de análise por ROI aplicados ao fantoma, servindo como padrão de referência para a validação e equivalência em Unidades de Hounsfield individual do material.

3.4 Aspectos éticos

O presente estudo fundamentou-se na utilização de dados de imagem retrospectivos, provenientes de banco de dados clínico pré-existente, e no desenvolvimento de um objeto inanimado: o fantoma. Não houve, em nenhuma etapa da pesquisa, a manipulação, contenção ou irradiação intencional de animais vivos para os fins específicos deste trabalho, nem a interação com seres humanos.

Diante da natureza da pesquisa, e em conformidade com as diretrizes normativas vigentes, o estudo dispensa a submissão e aprovação pelo Comitê

de Ética no Uso de Animais (CEUA) e pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos (CEP).

Ressalta-se que o desenvolvimento de fantomas alinha-se aos princípios éticos da radiologia veterinária, constituindo uma alternativa metodológica que substitui o uso de modelos biológicos permitindo o ensino e a pesquisa sem incorrer em danos aos animais.

Não obstante a dispensa formal, todas as etapas foram conduzidas sob estrito rigor ético e científico, garantindo a integridade dos dados, a rastreabilidade das informações e o devido crédito às fontes e patentes tecnológicas utilizadas.

Por fim, para o refinamento linguístico, a revisão ortográfica e o aprimoramento da clareza e da coesão textual, utilizou-se a ferramenta de inteligência artificial Gemini 3.1 Pro, empregada exclusivamente como suporte à redação. Ressalta-se que não houve qualquer interferência da tecnologia no conteúdo científico, na análise dos dados, na interpretação dos resultados ou nas conclusões do estudo.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

A análise comparativa apresentada fundamentou-se na utilização dos metadados DICOM do equipamento GE Revolution ACT de 16 canais como o padrão de referência proveniente do estudo clínico base de um cão Dachshund, que subsidiou a concepção e a modelagem do fantoma.

O confronto desses parâmetros com os dados gerados pelo tomógrafo Philips Ingenuity CT de 64 canais teve como propósito central a validação experimental do modelo físico no ambiente hospitalar.

Essa correlação técnica entre o estudo de origem e a aquisição atual permitiu atestar a reprodutibilidade dos fatores de exposição e a integridade da resposta radiológica dos materiais mimetizadores, consolidando o fantoma como uma ferramenta fidedigna para a transposição de protocolos entre diferentes gerações tecnológicas de equipamentos.

4.1 Transposição de protocolos tomográficos

A validação de protocolos tomográficos perante as variações anatômicas caninas, especialmente em raças com conformação toracolombar alongada como o Dachshund, exige uma padronização dos fatores de exposição.

A análise dos metadados DICOM demonstrou que a transposição de um protocolo otimizado de um equipamento de 16 canais (GE Revolution ACT) para um tomógrafo multislice de 64 canais (Philips Ingenuity CT) no ambiente hospitalar do Hospital Universitário preservou a integridade física da aquisição radiológica, promovendo simultaneamente ganhos em resolução temporal e processamento de imagem.

4.1.1 Fatores de exposição

A reprodutibilidade metodológica entre os dois exames reside na manutenção da técnica radiológica primária. O protocolo validado demonstrou que a energia de 120 kVp é o padrão ideal de penetração para o perfil anatômico em questão, garantindo densidade radiográfica suficiente para transpor estruturas ósseas e tecidos simulados.

Para atingir a mesma exposição efetiva na casa dos 100 mAs, o sistema de 64 canais operou com uma corrente elevada de 280 mA. Esse incremento foi estritamente necessário para contrabalançar o tempo de rotação do gantry, reduzido de 1,0 segundo no equipamento base para 0,5 segundos.

Na prática da radiologia veterinária, essa capacidade serve para mitigar artefatos de movimento cinéticos sem sacrificar a qualidade da imagem ou aumentar a dose final (CTDIvol).

4.1.2 Geometria de varredura

A varredura helicoidal confirmou que fatores de passo (Pitch) estendidos são mandatórios para a cobertura ágil de raças alongadas.

O salto de eficiência ocorreu na colimação total: a ativação de 64 fileiras de detectores resultou em uma abertura de feixe de 40 mm por rotação, o dobro da capacidade do protocolo original.

Aliada ao Pitch de 1.4 e ao giro de 0,5 segundos, a velocidade da mesa atingiu 112 mm/s, reduzindo drasticamente o tempo de aquisição, conforme evidenciado na Tabela 3.

TABELA 3 – Comparativo de parâmetros de aquisição

Parâmetros Técnicos	Estudo Base GE 16 Canais	Aquisição Otimizada Philips 64 Canais
Tensão (kVp)	120 kV	120 kV
Exposição (mAs)	100 mAs	100 mAs
Corrente (mA)	100 mA	280 mA
Tempo de Rotação	1.0 s	0.5 s
Fator de Passo (*Pitch*)	1.375	1.4
Colimação Total	20 mm	40 mm
Espessura de Corte	1.25 mm	1.5 mm
Filtro (Partes Moles)	STANDARD	Kernel B
Filtro (Partes Ósseas)	SHARP	Kernel YA
Redução de Ruído	Convencional	iDose (3) Iterativa

Fonte: dados da pesquisa, 2026

O impacto prático da otimização desses parâmetros na radiologia veterinária demonstra que a capacidade de penetração exigida pelos tecidos se mantém constante, garantindo que a dose de radiação total necessária para gerar uma imagem diagnóstica seja equivalente.

Essa estabilidade é alcançada através de uma compensação precisa na corrente para manter a exposição (mAs) estável frente à rotação ultrarrápida do tubo, uma característica ideal para "congelar" os movimentos cardíacos e respiratórios involuntários do animal.

Além de mitigar artefatos cinéticos, essa configuração proporciona uma cobertura estendida e rápida, que é essencial para o escaneamento do tronco alongado do paciente, alcançando a cobertura do dobro de área por giro e reduzindo significativamente o tempo de exame.

Por fim, a qualidade diagnóstica é mantida no pós-processamento, pois a aquisição em fatias finas garante a alta resolução isotrópica necessária para as reconstruções multiplanares (MPR), os kernels selecionados otimizam a avaliação detalhada dos órgãos parenquimatosos e a aplicação de um algoritmo iterativo limpa eficazmente o ruído inerente à imagem adquirida em altíssima velocidade.

4.2 Pós-processamento

A consolidação da técnica foi ratificada pela flexibilidade do pós-processamento utilizando os mesmos dados brutos (*Raw Data*). A partir de uma varredura helicoidal única, foram geradas matrizes para alvos clínicos divergentes:

a) avaliação de tecidos moles: reconstrução com espessura de 1,5 mm, Kernel suavizado tipo "B" e janelamento focado no contraste parenquimatoso, com: Centro de 40 HU (WL) e Largura de 360 HU (WW);

b) avaliação óssea e geração de MPR: para a análise da coluna lombar, aplicou-se o filtro de alta resolução espacial "YA" e o janelamento ósseo, com: Centro de 500 HU (WL) e Largura de 2000 HU (WW).

O refinamento metodológico residiu na estratégia de sobreposição de cortes: fatias de 1,5 mm foram reconstruídas com um incremento de 0,75 mm. Esta sobreposição estrutural de 50% é o mecanismo matemático que assegurou a isotropia do voxel, permitindo a derivação de reformatações multiplanares (MPR) sagitais e coronais de 2,0 mm de espessura livres de artefatos de "degrau", garantindo contornos nítidos que possibilitou o avanço para a etapa de validação quantitativa.

4.3 Equivalência em Unidades de Hounsfield (HU)

Para a validação do fantoma completo, procedeu-se ao cruzamento de dados entre o exame clínico de referência do cão e a aquisição experimental do fantoma, conforme detalhado na Tabela 4.

Ressalta-se que os valores quantitativos expostos nesta tabela, especialmente no que tange ao plastisol, foram obtidos por meio da média aritmética de medições realizadas em diferentes ROIs.

Adicionalmente, a tabela inclui valores de referência consolidados na literatura para os tecidos ósseos caninos. Essa comparação situa o estudo dentro de padrões radiológicos globais, demonstrando que, embora existam variações individuais entre espécimes, o modelo desenvolvido mantém uma correlação fidedigna com as densidades biológicas esperadas.

TABELA 4 – Comparativo de densidades (HU)

Estrutura	Valor fantoma	Valor base (cão)	Correlação Literária
Osso cortical	1.028 ± 254,2 HU	1.125 ± 120,4 HU	799 ± 100 HU
Osso trabecular	614,2 ± 129,6 HU	412 ± 13,3 HU	425 ± 69 HU
Disco de Plastisol	102,65 ± 25 HU	97,1 ± 3,75 HU	-
Cubos de controle	105,9 ± 8,3 HU	-	-
Tecidos moles	0 ± 21,8 HU	0,2 ± 12 HU	0 HU

Fonte: dados da pesquisa, 2026

4.3.1 Validação do meio líquido

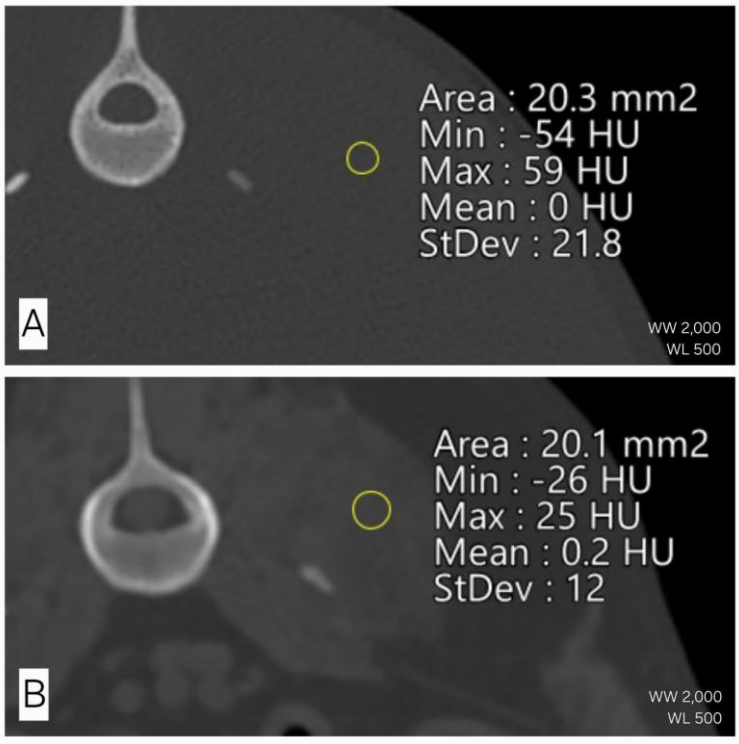
A utilização da água como simulador de tecidos moles justifica-se por sua definição física de 0 HU na escala Hounsfield. No fantoma, o preenchimento

líquido garantiu o ambiente de espalhamento de radiação necessário para uma simulação realista.

Para a medição, os ROIs foram posicionados em regiões homogêneas do conteúdo líquido, garantindo que o valor médio de atenuação permanecesse em conformidade com o padrão ouro para tecidos de densidade próxima à unidade.

Na análise visual comparativa, ambas as imagens estão no nível da vértebra L6, com janelamento de WW 2000 e WL 500, no corte axial. A Imagem A apresenta as medições de HU realizadas no interior do fantoma, enquanto a Imagem B ilustra os valores correspondentes nos tecidos moles do cão-base, conforme demonstrado na Figura 25.

Figura 25 - Medições do HU da água: (A) medições no fantoma; (B) medições no cão-base



Fonte: A autora, 2025

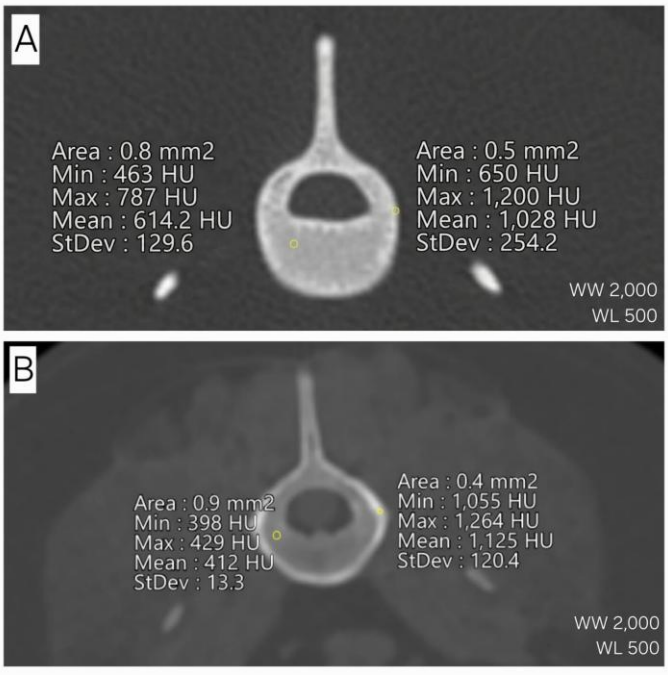
4.3.2 Validação do tecido ósseo

A equivalência em Unidades de Hounsfield do osso cortical foi alcançada mediante a utilização do filamento radiopaco XCT-A com preenchimento (*infill*) de 100%. Para garantir a certeza da leitura, os ROIs foram posicionados estritamente na periferia das vértebras impressas, isolando a densidade cortical.

Para o osso trabecular, a estratégia de mimetização empregou o filamento XCT-A com preenchimento reduzido para 65%, visando replicar a porosidade do núcleo esponjoso vertebral. A aferição quantitativa foi realizada posicionando-se os ROIs centralmente no corpo das vértebras, impedindo que a alta densidade da borda interferisse na média final.

Conforme exposto na Figura 26, que apresenta ambas as imagens em corte axial, a Imagem A detalha as aferições de HU nas porções cortical e trabecular da vértebra L6 do fantoma, ao passo que a Imagem B exibe essas mesmas medições para a vértebra L6 do cão-base.

Figura 26 - Medições do HU ósseo: (A) medições no fantoma; (B) medições no cão-base



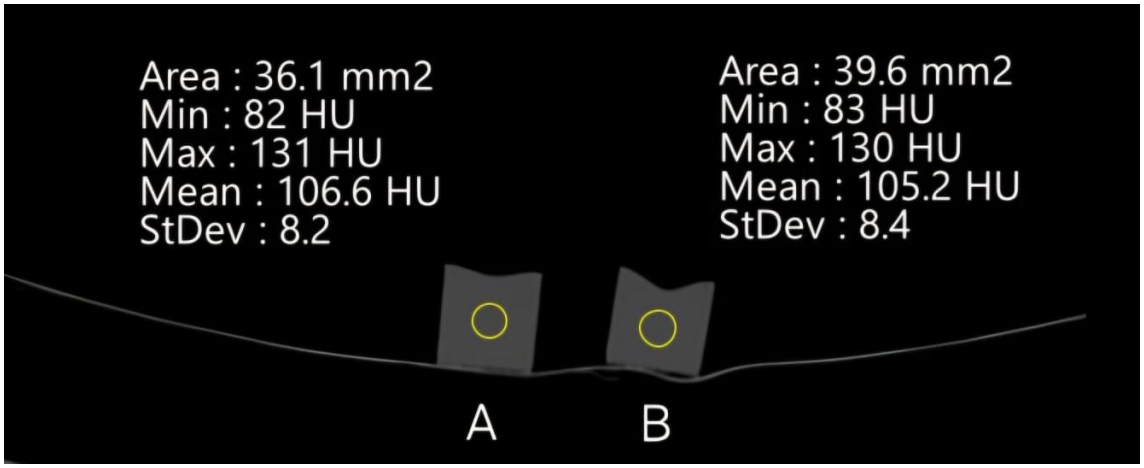
Fonte: A autora, 2025

4.3.3 Validação do Plastisol

A avaliação individualizada do plastisol nos cubos de controle demonstrou a estabilidade e a equivalência em Unidades de Hounsfield do material.

No software Weasis, as medições foram realizadas no centro dos cubos de controle no corte axial, onde a análise quantitativa demonstrou que, apesar da etapa adicional de vibração mecânica no Cubo B, ambos os corpos de prova apresentaram valores de HU próximos (Figura 27).

Figura 27 - Medições de HU dos cubos de controle A e B



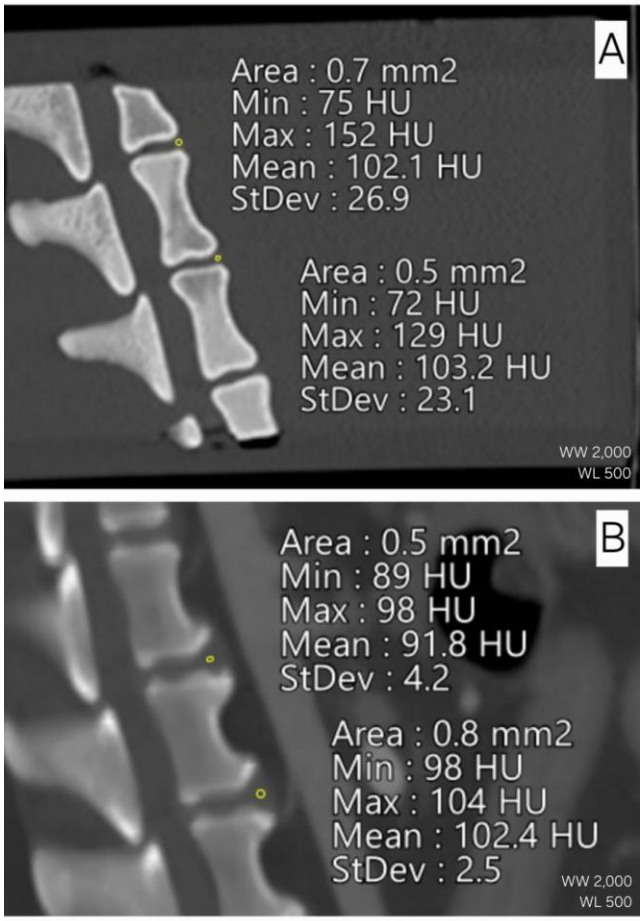
Fonte: A autora, 2025

A persistência de microbolhas em ambos os cubos, independentemente do uso do vibrador de gesso, indica que a porosidade residual é uma característica intrínseca à viscosidade do polímero durante a cura térmica e não compromete a média de atenuação.

Além disso, a comparação dos valores obtidos nos cubos isolados com as medições realizadas no interior do fantoma revelou que o resultado foi preservado em ambos os cenários, sendo compatível com o disco *in vivo* do cão Dachshund utilizado como referência.

Nas imagens de validação representadas na Figura 28, a Imagem A documenta a resposta radiológica do plastisol posicionado no fantoma, enquanto a Imagem B representa a medição dos discos intervertebrais reais observada no cão-base. Ambas as imagens estão em corte sagital e foram avaliadas no nível das vértebras lombares, com janelamento de WW 2000 e WL 500.

Figura 28 - Medições de HU do plastisol: (A) medições no fantoma; (B) medições no cão-base



Fonte: A autora, 2025

Este achado comprova que o HU medido para o simulador discal não sofreu interferências significativas da interface osso-água adjacente. Assim, confirma-se a viabilidade do plastisol como um mimetizador fiel e independente para tecidos moles em modelos de impressão 3D.

4.4 Aplicabilidade no diagnóstico da DDIV

A equivalência em Unidades de Hounsfield de todos os componentes do fantoma — osso cortical, osso trabecular, discos intervertebrais e tecidos moles — supera a mera correspondência de Unidades Hounsfield.

A obtenção de valores de atenuação equiparáveis aos tecidos biológicos *in vivo* atende diretamente a uma exigência clínica imposta pela genética do Dachshund: a visualização nítida da interface osso-disco. Devido à mutação do gene FGF4, que causa a condrodistrofia e a calcificação discal precoce inerentes à raça, a distinção milimétrica dessas estruturas é crítica.

Embora o fantoma não seja destinado ao estudo isolado de patologias ativas, a sua capacidade de suportar reformatações multiplanares isotrópicas sem artefatos de "degrau" garante a otimização de protocolos focados na alta precisão anatômica.

A confirmação de que o plastisol atua como um mimetizador independente, sem sofrer distorções pelo endurecimento do feixe de raios X proveniente da estrutura óssea adjacente, consolida o modelo como uma ferramenta segura para o estudo da Doença do Disco Intervertebral.

Consequentemente, o fantoma viabiliza a execução de ensaios futuros de variação de dose (kVp e mAs) e pitch. Isso permite que radiologistas veterinários busquem protocolos que ofereçam a melhor relação contraste-ruído com a menor dose possível, garantindo o cumprimento prático do princípio ALARA sem a necessidade de irradiação experimental de espécimes vivos.

5 CONCLUSÃO

O presente estudo demonstrou com sucesso de que forma um fantoma personalizado por manufatura aditiva e meios líquidos mimetiza as propriedades de atenuação radiológica necessárias para validar e otimizar protocolos de tomografia computadorizada.

A integração do processamento digital de dados DICOM retrospectivos com a tecnologia de impressão 3D por deposição de material fundido (FFF/FDM) permitiu a reprodução morfológica fiel da complexa anatomia lombar do cão Dachshund.

Os objetivos específicos propostos foram plenamente alcançados. A segmentação baseada em limiares radiológicos (*thresholding*) assegurou a preservação das estruturas vertebrais e dos espaços discais.

Do ponto de vista da engenharia de materiais, a modulação do percentual de preenchimento *infill* do filamento radiopaco XCT-A — 100% para a matriz cortical e 65% para a trabecular — demonstrou ser uma técnica precisa e reprodutível para simular a variação de densidade da arquitetura óssea, atingindo os padrões estabelecidos na literatura.

O principal avanço metodológico desta pesquisa residiu na padronização da cura térmica do Plastisol 5225 e em sua aplicação direta na estrutura impressa. A equivalência em Unidades de Hounsfield comprovou que este polímero atua de maneira equivalente ao núcleo pulposo *in vivo* sob o feixe de radiação.

Aliado à utilização da água estanque como meio simulador de tecidos moles (0 HU), o conjunto mitigou artefatos de ar e proporcionou um ambiente de espalhamento de radiação realista.

Adicionalmente, a transposição dos parâmetros de um tomógrafo de 16 canais para um equipamento de 64 canais comprovou que a estrutura do fantoma suporta aquisições em altíssima velocidade e processamentos de

imagem avançados (MPR com sobreposição estrutural), essenciais para o planejamento cirúrgico veterinário moderno.

Conclui-se, portanto, que o desenvolvimento deste fantoma preenche uma lacuna tecnológica e ética na medicina veterinária. O modelo entrega ao meio acadêmico e clínico uma ferramenta de baixo custo, alta reprodutibilidade e fidelidade com equivalência em Unidades de Hounsfield comprovada.

Como perspectiva para trabalhos futuros, sugere-se a utilização direta deste fantoma em testes de dosimetria clínica para a formulação e padronização definitiva de protocolos tomográficos otimizados específicos para a raça Dachshund.

REFERÊNCIAS

AVIPOL. **Avipol**: resinas e soluções. São Paulo: Avipol, 2023. Disponível em: https://www.avipol.com.br/. Acesso em: 8 abr. 2026.

SILVA, T. B.; PIVETA, L. C. (2024). DOENÇA DO DISCO INTERVERTEBRAL EM CÃES – RELATO DE CASO. **Revista Foco**, 17(12), e7124. Disponível em: https://doi.org/10.54751/revistafoco.v17n12-048. Acesso em: 13 mar. 2026.

BRISSON B. A**. Intervertebral disc disease in dogs**. The Veterinary clinics of North America. Small animal practice, 40(5), 829–858. 2010. Disponível em: https://doi.org/10.1016/j.cvsm.2010.06.001. Acesso em: 13 mar. 2026.

BROWN, Emily A. *et al*. FGF4 retrogene on CFA12 is responsible for chondrodystrophy and intervertebral disc disease in dogs. **Proceedings of the National Academy of Sciences**, v. 114, n. 43, p. 11476-11481, 2017. Disponível em: https://www.pnas.org/doi/abs/10.1073/pnas.1709082114. Acesso em: 13 mar. 2026.

BUSHONG, S. C. **Radiologic Science for Technologist: Physics, Biology and Protection**. 11 th. ed., St Louis, 2017. 665p. Acesso em: 8 ago. 2025.

CHAVES, Rafael O. *et al*. Avaliação clínica de cães com doença do disco intervertebral (Hansen tipo I) submetidos à descompressão cirúrgica: 110 casos. **Pesquisa Veterinária Brasileira**, v. 37, n. 08, p. 835-839, 2017. Disponível em: https://doi.org/10.1590/S0100-736X2017000800009. Acesso em: 13 mar. 2026.

COMISSÃO DE ANIMAIS DE COMPANHIA (COMAC). **Anuário Comac 2022**: síntese de indicadores. SINDAN, 2022. Disponível em: https://sindan.org.br/wp-content/uploads/2023/05/Comac-Anuario-2022-vf.pdf. Acesso em: 08 ago. 2025.

COOPER, Jocelyn J. *et al*. Comparison between noncontrast computed tomography and magnetic resonance imaging for detection and characterization of thoracolumbar myelopathy caused by intervertebral disk herniation in dogs. **Veterinary Radiology & Ultrasound**, v. 55, n. 2, p. 182-189, 2014. Disponível em: https://doi.org/10.1111/vru.12114. Acesso em: 13 mar. 2026.

COSTA, Jaqueline Tainara. **Avaliação tomográfica de filamentos de impressão 3D por meio da Escala de Hounsfield**. 2024. Trabalho de Conclusão de Curso (Tecnólogo em Radiologia) – Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina, Florianópolis, 2024. Disponível em: https://repositorio.ifsc.edu.br/. Acesso em: 13 set. 2025.

COSTA, Lorena Adão Vescovi Séllos *et al*. Grau de desmineralização em osso trabecular e cortical por meio de tomografia computadorizada quantitativa em cães submetidos à terapia com prednisona. **Ciência Rural**, Santa Maria, v. 40,

n. 12, p. 2515-2520, dez. 2010. Disponível em: https://www.scielo.br/j/cr/a/JH9pmpTRy7hzwkv7xgf5M4y/?format=pdf&lang=pt. Acesso em: 15 nov. 2025.

CREALITY BRASIL. **Impressora 3D Creality K2 Plus**, 2026. Disponível em: https://crealitybrasil.com.br/. Acesso em: 9 abr. 2026.

CRESWELL, John W.; CRESWELL, J. David. **Projeto de pesquisa**: abordagens qualitativas, quantitativas e de métodos mistos. Publicações Sage, 2017. Disponível em: https://scholar.google.com.br/. Acesso em: 13 nov. 2025.

CUTIPA ARAPA, Efraina Gladys; IANO, Yuzo; ARTHUR, Rangel. Métodos de codificação ROI para compressão de imagens DICOM. **Ensaios e Ciência**: Ciências Biológicas, Agrárias e da Saúde, Campo Grande, v. 15, n. 6, p. 105-120, 2011. Disponível em: http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=26024221007. Acesso em: 16 nov. 2025.

DACHSHUND IVDD. **O Padrão da Raça Dachshund**. Dachshund IVDD UK, 2026. Disponível em: https://www.dachshund-ivdd.uk/what-is-ivdd/dachshund-conformation/. Acesso em: 08 ago. 2025.

FORMLABS. **Resin 3D printer comparison: SLA vs. DLP**. Disponível em: https://formlabs.com/asia/blog/resin-3d-printer-comparison-sla-vs-dlp/. Acesso em: 13 set. 2025.

FLOHR, Thomas. CT Systems. **Current Radiology Reports**, Nova York, v. 1, p. 52-63, 2013. DOI: 10.1007/s40134-012-0005-5. Disponível em: https://doi.org/10.1007/s40134-012-0005-5. Acesso em: 08 abr. 2026.

GIL, Antonio Carlos. **Como elaborar projetos de pesquisa**. 6. ed. São Paulo: Atlas, 2017. Disponível em: https://www.academia.edu/48899027/Como_Elaborar_Projetos_De_Pesquisa_6a_Ed_GIL. Acesso em: 16 nov. 2025.

HENRIQUE, L. **Confecção de modelos vertebrais por impressão 3D para uso didático em aulas de anatomia**. 2018. 44 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Tecnologia em Radiologia) – Instituto Federal de Santa Catarina, Câmpus Florianópolis, Florianópolis, 2018. Disponível em: https://repositorio.ifsc.edu.br/handle/123456789/419. Acesso em: 08 ago. 2025.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION (ICRP). **Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography (MDCT)**. ICRP Publication 102. Annals of the ICRP, 2007. Disponível em: https://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP%20Publication%20102. Acesso em: 08 ago. 2025.

KAHL, Gabrielly Gomes. **Desenvolvimento de um phantom flexível de mão para fins didáticos**. 2019. 66 f. Dissertação (Mestrado Profissional em Proteção Radiológica) – Instituto Federal de Santa Catarina, Câmpus

Florianópolis, Florianópolis, 2019. Disponível em: https://repositorio.ifsc.edu.br/bitstream/handle/123456789/1347/Disserta%C3%A7%C3%A3o%20Gabrielly%20Gomes%20Kahl.pdf?sequence=1&isAllowed=y. Acesso em: 09 set. 2025.

LAZZARI, M. de *et al*. Ethylcellulose-stabilized fat-tissue phantom for quality assurance in clinical hyperthermia. **International Journal of Hyperthermia**, v. 40, n. 1, p. 2207797, 2023. Disponível em: https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/37196995/. Acesso em: 08 ago. 2025.

LEE, Donghoon *et al*. Quantitative CT assessment of bone mineral density in dogs with hyperadrenocorticism. **Journal of Veterinary Science**, v. 16, n. 4, p. 531-542, 2015. Disponível em: https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC4701747/. Acesso em: 15 nov. 2025.

LIMA, Maria Fernanda Fernandes. **Um estudo dos parâmetros físicos envolvidos na formação de imagens radiográficas em tomografias computadorizadas**. 2023. 65 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Licenciatura em Física) – Centro de Estudos Superiores de Caxias, Universidade Estadual do Maranhão, Caxias, 2023. Disponível em: https://repositorio.uema.br/jspui/handle/123456789/4213. Acesso em: 27 nov. 2025.

LUZ, S. B. da. **Revisão Integrativa das Publicações Científicas Relacionadas às Técnicas e Protocolos Aplicados na Tomografia Computadorizada Veterinária**. 2025. 66 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Tecnologia em Radiologia) – Instituto Federal de Santa Catarina, Câmpus Florianópolis, Florianópolis, 2025. Disponível em: https://repositorio.ifsc.edu.br/. Acesso em: 13 set. 2025.

MOTHÉ, M. V. S. *et al*. Relato de caso: hérnia de disco intervertebral e abordagem terapêutica em canino. **Brazilian Journal of Implantology and Health Sciences**, v. 13, n. 6, 2024. Disponível em: https://rsdjournal.org/rsd/article/download/46018/36546/477685. Acesso em: 08 ago. 2025.

NEON COMERCIAL REAGENTES ANALÍTICOS. **Neon Reagentes - Indústria de química fina**. 2026. Disponível em: https://neoncomercial.com.br/. Acesso em: 4 mai. 2026.

PACKER, R. M. A. *et al*. DachsLife 2015: an investigation of lifestyle associations with the risk of intervertebral disc disease in Dachshunds. **Canine Genetics and Epidemiology**, v. 3, n. 8, 2016. Disponível em: https://www.dachshundhealth.org.uk/body-condition-and-weight. Acesso em: 07 ago. 2025.

PACKER, R. M. A. *et al*. How Long and Low Can You Go? Effect of Conformation on the Risk of Thoracolumbar Intervertebral Disc Extrusion in

Domestic Dogs. **PLoS ONE**, v. 8, n. 7, p. e69650, 2013. Disponível em: https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23894518/. Acesso em: 11 ago. 2025.

PADILLA, L. *et al*. Digital canine phantom for radiation dose estimation. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 131, n. 4, p. 482-487, 2008. Disponível em: https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18287264/. Acesso em: 20 ago. 2025.

PHILIPS. **Ingenuity CT: Instruções de Uso**. Philips. 2013. Disponível em: https://share.google/lD9ZCvYMt1lHNxQAG. Acesso em: 08 abr. 2026.

SAVI, M. *et al*. Development of FFF filaments for bone and teeth representation in 3D printed radiological objects. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**, v. 10, n. 1, p. 01-22, 2022. Disponível em: https://bjrs.org.br/revista/index.php/REVISTA/pt_BR/article/view/1739. Acesso em: 13 nov. 2025.

SAVI, M. B. M. B. **Estudo de materiais e desenvolvimento de um simulador antropomórfico de cabeça e pescoço por meio de impressão 3D**. 2022. 126 f. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear) – Universidade de São Paulo, São Paulo, 2022. Disponível em: https://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/85/85131/tde-04082022-143618/publico/2022SaviEstudo.pdf. Acesso em: 01 set. 2025.

SAVI, Matheus B. M. B. *et al*. Commercial filament testing for use in 3D printed phantoms. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 174, p. 108906, set. 2020. Disponível em: https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2020.108906. Acesso em: 13 nov. 2025.

SILVA, M. L. R.; OBERLENDER, G.; PORTUGAL, E. S. **Phantom de gelatina aplicado ao ensino da ultrassonografia na graduação de medicina veterinária**. 2021. Disponível em: https://memoriajornada.ifsuldeminas.edu.br/index.php/jctpcs2020/jctpcs2020/paper/view/6595/4502. Acesso em: 02 set. 2025.

SMOLDERS, L. A. *et al*. Intervertebral disc degeneration in the dog. Part 1: Anatomy and physiology of the intervertebral disc and characteristics of intervertebral disc degeneration. **The Veterinary Journal**, v. 195, n. 3, p. 282-291, 2013. Disponível em: https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1090023312004595. Acesso em: 11 ago. 2025.

SOUZA, Marcela Tavares de; SILVA, Michelly Dias da; CARVALHO, Rachel de. Revisão integrativa: o que é e como fazer. **Einstein**, São Paulo, v. 8, n. 1, pt. 1, p. 102-106, 2010. Disponível em: https://www.scielo.br/j/eins/a/ZQTBkVJZqcWrTT34cXLjtBx/?lang=pt. Acesso em: 27 nov. 2025.

TUZA LLANOS, Jennifer Estefania. **Selección de materiales para tejido equivalente en el diseño de phantom de corazón**, 2024. Trabalho de

Conclusão de Curso. Disponível em: https://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/27374/1/UPS-CT011328.pdf. Acesso em: 01 abr. 2026.

VENEZIANI, G. R. **Desenvolvimento e validação de um fantoma antropomórfico de cão (Canis morphic) e de um sistema de planejamento de tratamento para radioterapia veterinária**. 2017. 215 f. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear) – Universidade de São Paulo, São Paulo, 2017. Disponível em: https://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/85/85131/tde-05062017-144227/publico/2017VenezianiDesenvolvimento.pdf. Acesso em: 26 set. 2025.

WISHBOX. **Tudo Sobre Impressão 3D**: o que é, como funciona e tipos. Wishbox, 25 nov. 2019. Disponível em: https://wishbox.net.br/blog/impressao-3d/. Acesso em: 13 nov. 2025.