

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ

LUIZ EDUARDO OLIVEIRA LISBOA

**PROTOCOLO PARA MODELAGEM E FABRICAÇÃO DE BIOMODELOS DE
CORAÇÃO CANINO POR MANUFATURA ADITIVA**

CURITIBA

2025

LUIZ EDUARDO OLIVEIRA LISBOA

**PROTOCOLO PARA MODELAGEM E FABRICAÇÃO DE BIOMODELOS DE
CORAÇÃO CANINO POR MANUFATURA ADITIVA**

**Protocol for Modeling and Manufacture of Canine Heart Biomodels by Additive
Manufacturing**

Dissertação apresentada como requisito para obtenção do título de Mestre em Engenharia no Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica e de Materiais da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR).

Orientador: Prof. Dr. José Aguiomar Foggiatto.

Coorientadora: Dra. Amália Giannico Turner.

CURITIBA

2025



[4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-sa/4.0/)

Esta licença permite remixe, adaptação e criação a partir do trabalho, mesmo para fins comerciais, desde que sejam atribuídos créditos ao(s) autor(es) e que licenciem as novas criações sob termos idênticos. Conteúdos elaborados por terceiros, citados e referenciados nesta obra não são cobertos pela licença.



**Ministério da Educação
Universidade Tecnológica Federal do Paraná
Campus Curitiba**



LUIZ EDUARDO OLIVEIRA LISBOA

**PROTOCOLO PARA MODELAGEM E FABRICAÇÃO DE BIOMODELO DE CORAÇÃO CANINO POR
MANUFATURA ADITIVA**

Trabalho de pesquisa de mestrado apresentado como requisito para obtenção do título de Mestre Em Engenharia da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR).
Área de concentração: Engenharia De Manufatura.

Data de aprovação: 29 de Agosto de 2025

Dr. Jose Aguiomar Foggiatto, Doutorado - Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Dra. Maria Fernanda Pioli Torres, Doutorado - Universidade Federal do Paraná (Ufpr)

Dr. Neri Volpato, Doutorado - Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Documento gerado pelo Sistema Acadêmico da UTFPR a partir dos dados da Ata de Defesa em 29/08/2025.

Dedico este trabalho à minha família, aos meus amigos e a todos aqueles que desejam um futuro claro e brilhante para os jovens cientistas e, em especial, a minha mãe e minha madrinha, Márcia, que me incentivaram a seguir meus sonhos sem limites.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus, antes de tudo, por me proporcionar cada experiência vivida neste período de pós-graduação.

Agradeço ao meu orientador Prof.º Dr. José Aguiomar Foggiatto, pela sabedoria com que me guiou nesta trajetória e à coorientadora Profª Draª Amália Giannico Turner, pela amizade e por me fazer perseverar em tempos difíceis.

Aos meus colegas de mestrado e amigos pessoais que fizeram essa jornada ser mais leve, em especial à Giovanna, Lydiani, Henrique, Samara, Fernanda, Sydorak, Larissa, Bruno, Christian Boller, Johann, Luiz Gustavo e muitos outros. Aos meus alunos, Pedro e Gabriel.

Gostaria de deixar registrado também, o meu reconhecimento à minha família. Especialmente aos meus avós, Regina, Fátima, Laércio e Valdir, que se preocupam comigo como um filho, pois acredito que sem o apoio deles seria muito difícil vencer esse desafio. Também à minha mãe, Monica; minha tia, Renata e minhas irmãs, Alana, Ana e Maria

À Secretaria do Curso, pela cooperação.

A todos os que por algum motivo contribuíram para a realização desta pesquisa.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001.

À Igreja quero submeter para sempre meus
escritos, minhas ações, minhas palavras, minha
vontade e meus pensamentos.
(São Francisco Sales).

RESUMO

LISBOA, Luiz Eduardo Oliveira. **Protocolo para modelagem e fabricação de biomodelos de coração caninos por manufatura aditiva**. 2025. 99f. Dissertação (Mestrado em Engenharia) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2025.

Os métodos tradicionais de ensino da anatomia veterinária, embora fundamentais, enfrentam desafios éticos e logísticos, como a escassez e a degradação de peças cadavéricas. A Manufatura Aditiva, conhecida como impressão 3D, apresenta-se como uma solução tecnológica viável, permitindo a criação de réplicas físicas a partir de exames de imagem. Contudo, a aplicação desta tecnologia na área é frequentemente marcada pelo empirismo, carecendo de uma abordagem sistemática que garanta a fidelidade anatômica e a repetibilidade, especialmente para órgãos de geometria complexa como o coração canino. Esta dissertação teve como objetivo principal o desenvolvimento e a avaliação de biomodelos de corações caninos, e como objetivo secundário, o estabelecimento de um protocolo de engenharia detalhado para sua modelagem e fabricação, visando o ensino da anatomia. A metodologia Design Science Research foi adotada como estrutura para guiar o processo iterativo de desenvolvimento e avaliação dos artefatos. O protocolo de fabricação teve início com a seleção de imagens de Tomografia Computadorizada de alta resolução e com contraste, em formato DICOM, de dois cães de raças distintas. A etapa de segmentação de imagem, identificada como a mais crítica do processo, foi executada em software especializado. O método desenvolvido para superar as dificuldades de segmentação consistiu em uma abordagem de dupla máscara: uma primeira máscara foi criada para as cavidades internas, conhecidas como blood pool, e uma segunda máscara foi gerada para a massa muscular cardíaca total. Uma operação booleana de subtração foi então aplicada para fundir estas máscaras, resultando em um modelo tridimensional oco e com alta fidelidade anatômica. Posteriormente, a malha tridimensional foi refinada em software de edição de malhas para correção e suavização. Os biomodelos foram então preparados em duas configurações: uma integral, para estudo externo, e outra seccionada no septo atrioventricular, para estudo interno. A fabricação dos biomodelos, os artefatos primários desta pesquisa, foi realizada por duas tecnologias distintas: Extrusão de Material com filamento de PLA e Fotopolimerização em Cuba com resina. Para avaliar a eficácia destes artefatos, os biomodelos foram submetidos a um processo de validação por um painel de especialistas, composto por médicos veterinários cardiologistas e engenheiros. Esta avaliação foi conduzida por meio de questionários estruturados em escala Likert. Os resultados da validação demonstraram uma forte aceitação dos biomodelos. Os modelos seccionados em PLA foram considerados excelentes para o ensino de macroestruturas internas, como a espessura do miocárdio, sendo valorizados pela robustez e baixo custo. Os modelos integrais em resina foram validados como superiores na representação de detalhes anatômicos finos e da complexa vasculatura externa da base do coração. A principal limitação identificada pelos especialistas foi a percepção tátil não realista dos materiais rígidos. Conclui-se que os biomodelos desenvolvidos são artefatos precisos e de alta utilidade pedagógica. O protocolo desenvolvido, por sua vez, provou ser um método de engenharia eficaz e reproduzível, preenchendo a lacuna metodológica de padronização identificada na literatura.

Palavras-chave: Impressão 3D; Coração; Anatomia; Modelo tridimensional; Ensino.

ABSTRACT

LISBOA, Luiz Eduardo Oliveira. **Protocol for Modeling and Manufacture of Canine Heart Biomodels by Additive Manufacturing**. 2025. 99f. Dissertation (Master's in Engineering) – Federal University of Technology – Paraná, Curitiba, 2025.

Traditional veterinary anatomy teaching methods, while fundamental, face ethical and logistical challenges, such as the scarcity and degradation of cadaveric specimens. Additive Manufacturing, known as 3D printing, presents itself as a viable technological solution, allowing the creation of physical replicas from medical imaging. However, the application of this technology in the field is frequently marked by empiricism, lacking a systematic approach that guarantees anatomical fidelity and repeatability, especially for organs with complex geometry like the canine heart. This dissertation's main objective was the development and evaluation of canine heart biomodels, and its secondary objective, the establishment of a detailed engineering protocol for their modeling and manufacturing, aimed at anatomy education. The Design Science Research methodology was adopted as a framework to guide the iterative development and evaluation process of the artifacts. The manufacturing protocol began with the selection of high-resolution, contrast-enhanced Computed Tomography images in DICOM format from two dogs of different breeds. The image segmentation stage, identified as the most critical part of the process, was executed in specialized software. The method developed to overcome segmentation difficulties consisted of a dual-mask approach: a first mask was created for the internal cavities, known as the blood pool, and a second mask was generated for the total cardiac muscle mass. A Boolean subtraction operation was then applied to merge these masks, resulting in a hollow 3D model with high anatomical fidelity. Subsequently, the 3D mesh was refined in mesh-editing software for correction and smoothing. The biomodels were then prepared in two configurations: an integral one for external study, and a sectioned one at the atrioventricular septum for internal study. The manufacturing of the biomodels, the primary artifacts of this research, was carried out using two distinct technologies: Material Extrusion with PLA filament and Vat Photopolymerization with resin. To assess the efficacy of these artifacts, the biomodels underwent a validation process by an expert panel composed of veterinary cardiologists and engineers. This evaluation was conducted through structured Likert scale questionnaires. The validation results demonstrated strong acceptance of the biomodels. The sectioned PLA models were considered excellent for teaching internal macrostructures, such as the myocardial thickness, and were valued for their robustness and low cost. The integral resin models were validated as superior in representing fine anatomical details and the complex external vasculature of the heart's base. The main limitation identified by the specialists was the unrealistic tactile perception of the rigid materials. It is concluded that the developed biomodels are precise artifacts of high pedagogical utility. The developed protocol, in turn, proved to be an effective and reproducible engineering method, filling the methodological gap of standardization identified in the literature..

Keywords: 3D Printing; Anatomical Heart; Three-Dimensional Model; Teaching.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Anatomia externa do coração canino, face auricular.	20
Figura 2: Parede do coração canino em secção longitudinal.	21
Figura 3: Esquema de Condução do DSR.....	33
Figura 4: Fluxograma do protocolo segundo a metodologia DSR	40
Figura 5: Séries de dados na importação do arquivo DICOM	41
Figura 6: Seleção do coração com erros de seleção na vista coronal.....	42
Figura 7: Remoção das estruturas adjacentes ao coração	43
Figura 8: Primeiro artefato 3D a partir das seleções primárias.....	44
Figura 9: Seed points na seleção da blood pool (raça Beagle).....	44
Figura 10: Objeto 3D da seleção da blood pool.....	45
Figura 11: Representação da blood pool sem o músculo cardíaco	46
Figura 12: Visualização com pseudocores para facilitar o reconhecimento de estruturas adjacentes	46
Figura 13: Artefato de seleção do músculo cardíaco antes das operações booleanas.....	47
Figura 14: Operação booleana para juntar os artefatos criados.....	47
Figura 15: Biomodelo final depois das operações booleanas com os dois artefatos já criados	48
Figura 16: Secção dos corações para observação interna	49
Figura 17: Planejamento de processo dos biomodelos seccionados no Ultimaker Cura 5.1.0.....	50
Figura 18: Forma final dos biomodelos no CHITUBOX 2.1.0.....	52
Figura 19: Fluxograma para a geração de um biomodelo cardíaco canino	58
Figura 20: Corações impressos em PLA indicando as principais estruturas anatômicas.....	59
Figura 21: Corações impressos em resina indicando as principais estruturas anatômicas.....	60
Figura 22: Dispersão das respostas dos cardiologistas por pergunta (modelo PLA).....	65
Figura 23: Matriz de similaridade dos cardiologistas quanto ao par impresso em PLA.....	67
Figura 24: Dendrograma da avaliação dos cardiologistas sobre a distância Manhattan (modelo PLA)	67
Figura 25: Dispersão de respostas dos engenheiros por pergunta (modelo PLA).....	69
Figura 26: Matriz de similaridade dos engenheiros quanto ao par impresso em PLA	70
Figura 27: Dendrograma da avaliação dos engenheiros sobre a distância Manhattan (modelo PLA)	70
Figura 28: Dispersão de respostas dos cardiologistas por pergunta (modelo Resina)	72
Figura 29: Matriz de similaridade dos cardiologistas quanto ao par impresso em resina.....	73
Figura 30: Dendrograma da avaliação dos cardiologistas sobre a distância Manhattan (modelo resina).....	74
Figura 31 : Dispersão de respostas dos engenheiros por pergunta (modelo Resina)	75

Figura 32: Matriz de similaridade dos engenheiros quanto ao par impresso em resina.....	77
Figura 33: Dendrograma da avaliação dos engenheiros sobre a distância Manhattan (modelo resina).....	78

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Propriedades físico-químicas dos filamentos de AM	27
Tabela 2: Propriedades físico-químicas comum das resinas padrão utilizadas em VPP	29
Tabela 3: Palavras-chave de busca na etapa de conscientização	37
Tabela 4: Propriedades do filamento de PLA	50
Tabela 5: Parâmetros de impressão em PLA	51
Tabela 6: Parâmetros de impressão do biomodelo cardíaco em Resina	52
Tabela 7: Especificações da resina utilizada para impressão em VPP	53
Tabela 8: Perguntas sobre o biomodelo em PLA para os médicos veterinários	64
Tabela 9: Perguntas sobre o biomodelo PLA para os engenheiros	68
Tabela 10: Perguntas sobre o biomodelo em resina para os médicos veterinários	71
Tabela 11: Perguntas sobre o biomodelo em resina para os engenheiros	75

LISTA DE QUADROS

Quadro 1: Tecnologias de AM.....	22
Quadro 2: Critério de inclusão e exclusão de artigos.....	37
Quadro 3: Questões utilizadas para a avaliação dos biomodelos por parte dos médicos veterinários	55
Quadro 4: Questões utilizadas para a avaliação dos biomodelos por parte dos engenheiros	56
Quadro 5: Resolução dos problemas encontrados durante o desenvolvimento dos biomodelos	63

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
3MF	3D Manufacturing Format
AIQ	Análise Interquartil
AM	Additive Manufacturing (Manufatura Aditiva)
Capes	Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior
CEP	Comitê de Ética e Pesquisa
CE	Com Contraste
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DSR	Design Science Research
HU	Hounsfield Unit
MEX	Material Extrusion (Extrusão de Material)
NUFER	Núcleo de Manufatura Aditiva e Ferramental
PLA	Ácido Polilático
Q1	Primeiro Quartil
Q3	Terceiro Quartil
RM	Ressonância Magnética
TC	Tomografia Computadorizada
UTFPR	Universidade Tecnológica Federal do Paraná
VPP	Vat Photopolymerization (Fotopolimerização em Cuba)

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
1.1	OBJETIVOS	14
1.1.1	OBJETIVO GERAL.....	14
1.1.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	14
1.2	JUSTIFICATIVA	15
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	16
2.1	Histórico dos estudos em anatomia	16
2.2	Anatomia do Sistema Cardiovascular	17
2.2.1	Morfologia do coração canino	20
2.2.2	Estrutura da parede cardíaca	21
2.3	Manufatura Aditiva	21
2.3.1	Formatos de arquivo para AM	23
2.3.2	Extrusão de material e seus materiais mais comuns.....	24
2.3.3	Fotopolimerização em Cuba (VPP)	28
2.3.4	Biomodelos fabricados por AM.....	29
2.3.5	AM no ensino de anatomia	30
2.4	Design Science Research	32
2.5	Considerações sobre a revisão bibliográfica	34
3	MATERIAIS E MÉTODOS	35
3.1	Design Science Research	35
3.1.1	Desenho experimental.....	35
a)	Conscientização	36
b)	Sugestão	38
c)	Desenvolvimento	39
3.1.2	Sequência de ações até o modelo final.....	39
3.1.3	Segmentação do coração a partir dos arquivos DICOM	40
3.1.4	Ajustes no MeshMixer e precisão anatômica	48
3.1.5	Considerações éticas	54
3.1.6	Avaliação e análise estatística	54
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	56
4.1.1	Desenvolvimento da metodologia de renderização dos corações caninos 56	
4.1.2	Biomodelos impressos em PLA.....	59

4.1.3	Biomodelos impressos em resina.....	60
4.1.4	Dificuldades e benefícios na fabricação dos corações	61
4.2	Avaliação dos biomodelos impressos por extrusão de material	63
4.2.1	Perspectiva dos médicos veterinários	63
4.2.2	Perspectiva dos engenheiros	68
4.3	Avaliação dos biomodelos impressos em resina.....	71
4.3.1	Perspectiva dos médicos veterinários	71
4.3.2	Perspectiva dos engenheiros	74
5	CONSIDERAÇÕES FINAIS	79
	REFERÊNCIAS.....	81
	APÊNDICE A - Questionário de pesquisa	86
	APÊNDICE B - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	90
	APÊNDICE C - Protocolo de Fabricação dos Biomodelos.....	92

1 INTRODUÇÃO

Os estudos de anatomia, tradicionalmente, utilizam-se de peças cadavéricas como recurso principal e essencial uma vez que representam a natureza de um corpo humano ou animal a ser estudado. No entanto, nas últimas décadas, a discussão sobre a não utilização de cadáveres para o ensino cresceu substancialmente e abriu uma janela para novas propostas de metodologias para o estudo de anatomia considerando as novas tecnologias desenvolvidas desde a década de 1980 (MCLACHLAN et al., 2004).

Neste sentido, a Manufatura Aditiva (MA), popularmente conhecida como impressão 3D, é uma tecnologia que ganhou destaque por proporcionar a produção de modelos físicos miméticos aos biológicos a partir de estruturas anatômicas reais vindas de imagens médicas. Em sua maioria, essas imagens são obtidas de técnicas como a Tomografia Computadorizada (TC) e a Ressonância Magnética (RM), por permitirem uma maior qualidade na observação de detalhes anatômicos e serem passíveis de renderizar uma imagem capturada bidimensionalmente (2D) em uma estrutura tridimensional (3D) (BAUERMEISTER; ZURIARRAIN; NEWMAN, 2016; WILHITE; WÖLFEL, 2019).

Levando em consideração que a utilização de peças cadavéricas proporciona ao estudante de anatomia uma visão completa, mas muitas vezes restrita à peça que está sendo estudada, a utilização da AM para produção de biomodelos possibilita o estudo de estruturas anatômicas complexas, normais e alteradas, uma vez que não é necessária a presença desta estrutura *in locu* para a realização de seu estudo (UGIDOS LOZANO et al., 2019).

Uma das estruturas anatômicas de maior interesse no ensino de anatomia aos estudantes é o coração. Uma bomba contrátil e propulsora que mantém os seres vivos por meio da circulação do sangue venoso e arterial por todo o corpo. O órgão que irriga todos os animais vertebrados tem seu papel crucial na estrutura vital e por isso seu estudo é bastante aprofundado nos cursos da área da saúde e veterinária.

No entanto, por ter uma morfologia pequena quando comparado com outros órgãos, com o passar do tempo seu tecido se deteriora com facilidade e o estudo é comprometido.

Além disso, é notável que o uso de biomodelos 3D enriquecem os acervos das instituições porque permitem a impressão de corações de raças específicas, além

de casos clínicos.. Considerando as diversas variações anatômicas presentes em diferentes raças de cães, em razão de seu porte e características intrínsecas à anatomia do animal, o estudo se torna limitado às peças anatômicas disponíveis.

Ainda que as possibilidades oferecidas pela AM para o ensino sejam diversas, ainda hoje, a fabricação de biomodelos é feita de forma empírica, isto é, por tentativa e erro. A escassez de protocolos que delimitem estratégias de fabricação é um fator limitante para a popularização do princípio de fabricação em instituições de ensino onde nem sempre haverá um profissional que trafegue entre a medicina e a engenharia ou a presença de equipes multiprofissionais para o desenvolvimento dos biomodelos.

Dessa maneira, a pergunta norteadora que a pesquisa visou responder foi “é possível criar um protocolo capaz de nortear a fabricação de um coração a partir de tomografias computadorizadas?”.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 OBJETIVO GERAL

Desenvolver um protocolo de reconstrução, modelagem e fabricação para biomodelos anatômicos de corações caninos impressos por AM para o ensino de anatomia cardíaca utilizando a metodologia DSR.

1.1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Gerar os biomodelos 3D de corações caninos a partir de imagens DICOM no programa Materialise Interactive Medical Image Control System (Mimics);
- Corrigir os biomodelos 3D utilizando o programa MeshMixer;
- Planejar o processo de manufatura aditiva considerando o melhor acabamento de acordo com o objetivo de estudo do modelo e princípio de fabricação;
- Validar, com o uso de questionários, os biomodelos impressos com profissionais da área da saúde e de engenharia mecânica.

1.2 JUSTIFICATIVA

O ensino da anatomia enfrenta desafios significativos que impactam diretamente a formação de profissionais qualificados. A dependência tradicional de peças cadavéricas como recurso didático principal apresenta limitações relevantes relacionadas à escassez de espécimes, dificuldades de obtenção e conservação, altos custos de manutenção, e deterioração progressiva do material biológico que compromete a qualidade pedagógica ao longo do tempo (MCLACHLAN et al., 2004; PEREIRA et al., 2019). Além disso, a aplicação de métodos de embalsamamento tradicionais enfrenta questões éticas crescentes quanto ao bem-estar animal e acesso sustentável a material biológico em quantidade e diversidade adequadas.

A Manufatura Aditiva, conhecida como impressão 3D, surge como uma alternativa tecnológica viável que possibilita a criação de réplicas físicas tridimensionais a partir de exames de imagem médica como tomografia computadorizada e ressonância magnética, sem necessidade de material biológico (WILHITE; WÖLFEL, 2019). Esta tecnologia viabiliza a reprodução de estruturas anatômicas complexas em diversas configurações, tanto normais quanto patológicas, ampliando significativamente as possibilidades pedagógicas (HESPEL et al., 2014).

Estudos demonstram benefícios mensuráveis da utilização de biomodelos impressos em 3D no ensino de anatomia quando comparada às metodologias tradicionais (BURNARD et al., 2020; WU et al., 2020). Os modelos tridimensionais permitem a manipulação tátil das estruturas anatômicas, facilitam a compreensão espacial de relações complexas entre órgãos e sistemas, possibilitam o estudo individualizado de casos específicos, e apresentam especial utilidade no contexto da educação veterinária.

Dessa maneira, tanto para o estudante quanto para o professor, a gama de materiais para aula prática poderá ser ampliada e o estudo de casos específicos acontecerá a partir de modelos impressos tridimensionalmente de anatomia patológica ou saudável considerando variações anatômicas relacionadas às diferentes raças. Além disso, os biomodelos podem ser utilizados para instruir os tutores de cães a respeito da condição do seu cão com o objetivo de aumentar a adesão ao tratamento dos animais a partir da compreensão dos procedimentos e técnicas utilizados caso haja indicação de intervenção clínica ou cirúrgica.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Histórico dos estudos em anatomia

A Anatomia é o estudo da estrutura das partes do corpo, incluindo a anatomia macroscópica como também a microscópica. O conhecimento da anatomia não é um fim em si mesmo, mas um pré-requisito para uma prática médica bem-sucedida. Desde os tempos antigos, a dissecação humana foi restrita ou mesmo proibida por razões religiosas ou éticas. Houve raras exceções; um exemplo foi a escola grega de Alexandria, dirigida por Herophilus e Erasistratus (LOUKAS, 2016). Vivissecções de criminosos condenados contribuíram para uma melhor compreensão da neuroanatomia. As contribuições notáveis de Aristóteles na anatomia humana originaram-se da dissecação de fetos abortados espontaneamente (SINGH, 2019).

Como a dissecação animal era a única maneira de estudar os princípios de forma e função, essas descobertas foram extrapoladas e aplicadas à anatomia humana.

Sob a liderança de Marco Aurélio e do imperador Cômodo, Cláudio Galeno tornou-se o médico mais famoso e influente de Roma liderando as pesquisas ainda iniciais de anatomia (KÖNIG, 2021). Suas descobertas e interpretações estabeleceram uma base indiscutível de conhecimento anatômico que perduraria pelos próximos 1.500 anos. Galeno devia seu conhecimento de anatomia e fisiologia aos escritos de Aristóteles, como a obra denominada “A natureza das coisas”. Ele seguiu firmemente a metodologia de Aristóteles em suas pesquisas em ambos os campos tanto em filosofia quanto em medicina (HILDEBRANDT, 2019).

Embora Galeno tenha tirado conclusões sólidas sobre anatomia, alguns sistemas, como o coração e os grandes vasos, foram mal compreendidos. Na ausência de autópsias, as inferências de Galeno a partir de necropsias de animais eram muitas vezes enganosas, por exemplo, ele tinha uma hipótese de que a rede peridural também era encontrada em humanos. No entanto, André Vesálio em 1543 foi o primeiro a perceber que essa rede era uma estrutura típica de ruminantes. Além disso, ele concluiu que os humanos têm ceco e placenta cotilédone, do mesmo formato dos herbívoros (KÖNIG, 2021).

Durante a Renascença, os estudos em anatomia utilizando cadáveres passaram a não serem vistos mais como um grande tabu e, por esse motivo, diversos naturalistas intensificaram seus estudos em morfologia tanto de humanos quanto de

animais. Embora os estudos estivessem se intensificando, a necessidade de uma sistemática era latente e os estudos da anatomia equina eram os mais fáceis de se fazer naquela época (KLEIN, 2021). Carlo Ruini, embora não fosse ligado a qualquer universidade, pesquisou sobre ciências naturais e equitação. Sua principal obra, o manual *Dell'Anatomia e dell'Infermitá del cavallo* foi, sem dúvidas, a abertura de um novo horizonte para as pesquisas veterinárias. No início do século XVII, a anatomia animal lentamente começou a ser reestudada. No entanto, somente 150 anos depois, foi criada uma faculdade de veterinária onde o livro de Ruini passou a ser utilizado na formação de novos profissionais (KÖNIG, 2021).

Philippe Etienne Lafosse, hoje considerado o pai da anatomia animal, fundou uma escola veterinária particular em Paris em 1767. O empreendimento não teve sucesso e a escola fechou em 1770. Dois anos depois, publicou seu livro de maior sucesso: o *Cours d'Hippiatrique* (Curso de hipiatria ou também conhecido como Um tratado completo de medicina equina). O trabalho é organizado de acordo com os sistemas de órgãos, em uma estrutura semelhante ao formato usado nos livros didáticos atuais de anatomia. As implicações clínicas da abordagem topográfica foram rapidamente incorporadas ao ensino da anatomia (LOUKAS, 2016).

Foi somente em 1822 que a primeira obra abrangente de anatomia dos animais foi publicada após décadas de avanço lento dessa ciência na academia. O texto de anatomia dos animais domésticos, de Konrad Ludwig Schwab representou o início de uma tradição de pesquisas relacionadas à anatomia dos animais na Alemanha (SINGH, 2019).

Uma decisão marcante na era moderna da anatomia animal foi o estabelecimento da Comissão Internacional de Nomenclatura Anatômica Veterinária. Na linha da publicação de anatomia humana "*Nomina anatomica*", a primeira edição de "*Nomina Anatomica Veterinaria*" foi publicada em 1968. Este trabalho padroniza a terminologia veterinária em todo o mundo e, portanto, serve como uma ferramenta útil para manter a importância da anatomia (KÖNIG, 2021).

2.2 Anatomia do Sistema Cardiovascular

O coração desempenha um papel crucial na circulação sanguínea e nutrição dos tecidos em todas as espécies de animais vertebrados. Ele faz parte do grande sistema circulatório, um sistema fechado de canais que se conectam pela extensão

de um corpo e o coração funciona como a bomba central do sistema circulatório. O sangue bombeado pelo coração entra em um sistema de dispersão de alta pressão, composto pelas artérias maiores e, na periferia, pelas arteríolas menores. As artérias e arteríolas transportam sangue rico em oxigênio (hiperoxigenado) do coração para as áreas periféricas do corpo. As artérias se ramificam em arteríolas, que, por sua vez, se ramificam ainda em vasos cada vez menores e mais numerosos, os vasos capilares (*vasa capillaria*) (KÖNIG, 2021).

Os capilares têm diâmetros muito pequenos e paredes extremamente finas, propriedades que facilitam as trocas gasosas e o transporte de pequenas moléculas e água entre o sangue e os tecidos circundantes por osmose (BELL; HALL, 2015). As paredes finas dos capilares também permitem que certos tipos de células sanguíneas deixem os vasos sanguíneos e entrem nos tecidos quando forem necessárias suas funções por um mecanismo conhecido como diapedese (HARTWIG, 2008).

Conforme o sangue se afasta do coração, a pressão intraluminal diminui. Essa queda de pressão é causada por dois fatores: o atrito, quando o sangue encontra a resistência da parede do vaso; e o aumento da área transversal geral do vaso. Esse efeito é causado principalmente pelos capilares, que possuem um lúmen menor e maior resistência. Devido ao grande número de capilares, a área transversal total também aumenta (HALL, 2021).

O coração dos mamíferos é um órgão muscular composto por quatro câmaras principais: dois átrios (átrio direito e átrio esquerdo) e dois ventrículos (ventrículo direito e ventrículo esquerdo). Essas câmaras são separadas por valvas que garantem um fluxo sanguíneo adequado no coração. As valvas cardíacas nos mamíferos são a valva tricúspide, a valva bicúspide ou mitral, a valva pulmonar e a valva aórtica. Por se tratar de um músculo, o coração possui a capacidade de se contrair e relaxar o que resulta em um impulsionamento ritmado do sangue através dos vasos que estão ligados às câmaras. A direção do fluxo do sangue também é pré-definida pelas valvas cardíacas que regulam a passagem do volume de líquido impedindo o refluxo (THRALL, 2019).

Os dois ventrículos são antecidos pelos seus respectivos átrios. Os átrios recebem o sangue provindo das veias e os ventrículos recebem dos átrios. Ambos os ventrículos atuam como bombas de pressão que forçam a saída do sangue através do tronco pulmonar (ventrículo direito) e da aorta (ventrículo esquerdo) (ROWE, 2020).

Os átrios, localizados na porção dorsal do coração, recebem o sangue que retorna do corpo. O átrio direito recebe o sangue pobre em oxigênio dos tecidos e o envia para o ventrículo direito através da valva atrioventricular direita ou tricúspide. O átrio esquerdo recebe o sangue rico em oxigênio dos pulmões e o envia para o ventrículo esquerdo através da valva atrioventricular esquerda, bicúspide ou mitral (KÖNIG, 2021). O sangue então oxigenado passa tanto passivamente quanto por meio de contração atrial para o ventrículo esquerdo e este, por sua vez, se contrai no movimento de sístole (do grego contrair) enviando o sangue para a aorta. Da aorta, emergem artérias que se ramificam em arteríolas e, finalmente, correm para os leitos capilares dos diferentes órgãos pelos quais circula o sangue (HALL, 2021).

A partir dos leitos capilares, o sangue desoxigenado pelo metabolismo mitocondrial é coletado por vênulas menores, que se tornam veias e, por fim, veias principais (veias cava cranial e caudal), que conduzem o sangue até o átrio direito. As veias dos membros pélvicos e da parte caudal do tronco desembocam na veia cava caudal; já as veias da cabeça, dos membros torácicos e da metade cranial do tronco são coletadas pela veia cava cranial. O sangue venoso dos órgãos ímpares no interior do abdome passa pela veia porta e pelo fígado antes de alcançar o átrio direito com a veia cava caudal (REECE, 2017).

A partir do átrio direito, o sangue passa para o ventrículo direito, de onde segue para o tronco pulmonar e para as artérias pulmonares, as quais conduzem o sangue hipoxigenado para os pulmões, onde ocorre a troca gasosa. As veias pulmonares transportam o sangue hiperoxigenado de volta para o átrio esquerdo e o ciclo se reinicia (ROWE, 2020).

O suprimento sanguíneo para o coração é garantido pelas artérias coronárias, que se ramificam pela superfície do órgão, fornecendo oxigênio e nutrientes essenciais para o músculo cardíaco (REECE, 2017).

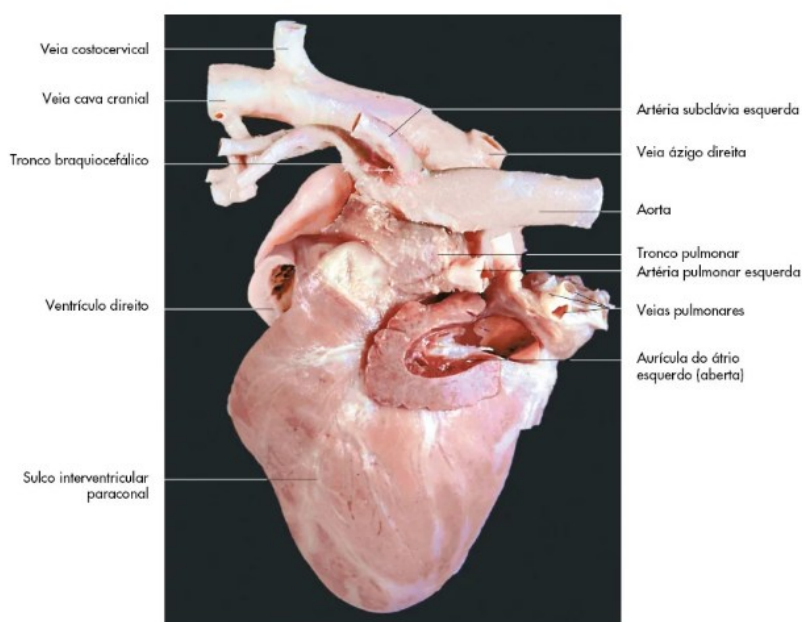
O coração também é envolvido por um envoltório fibroso chamado pericárdio, que protege e estabiliza o órgão. O pericárdio é composto por duas camadas, sendo uma externa e uma interna, entre as quais há uma pequena quantidade de líquido pericárdico que reduz o atrito durante os batimentos cardíacos (BELL; MITCHELL, 2015).

2.2.1 Morfologia do coração canino

O coração do cão é ovoide e se assemelha a um cone ou funil, tendo sua base (*basis cordis*) voltada dorsalmente e seu ápice (*apex cordis*) ventralmente, próximo ao esterno. O grau de inclinação do eixo longitudinal do coração é de cerca de 45° no cão, de forma que a base se volta craniodorsalmente, e o ápice caudoventralmente. Embora a sua forma seja cônica, o coração é comprimido lateralmente, principalmente em direção ao ápice, ajustando-se ao tórax (KÖNIG, 2021).

A base do coração é o hilo do órgão (Figura 1), através do qual as grandes veias penetram e as grandes artérias deixam o coração. O coração tem as faces lateral direita (*facies atrialis*) e esquerda (*facies auricularis*), as quais se encontram cranialmente na margem ventricular direita (*margo cranialis dexter*) e caudalmente na margem ventricular esquerda (*margo ventricularis sinister*).

Figura 1: Anatomia externa do coração canino, face auricular.



Fonte: KÖNIG et al. (2021)

As divisões da estrutura interna do coração são visíveis como sulcos em sua superfície. A face direita ou atrial do coração é marcada pelo sulco interventricular subsinuoso (*sulcus interventricularis dexter* ou *subsinosus*), o qual se prolonga desde o sulco coronário até o ápice do coração (KÖNIG, 2021).

O sulco interventricular paraconal (*sulcus interventricularis sinister* ou *paraconalis*) corre sobre a face esquerda do coração, a partir do sulco coronário até o

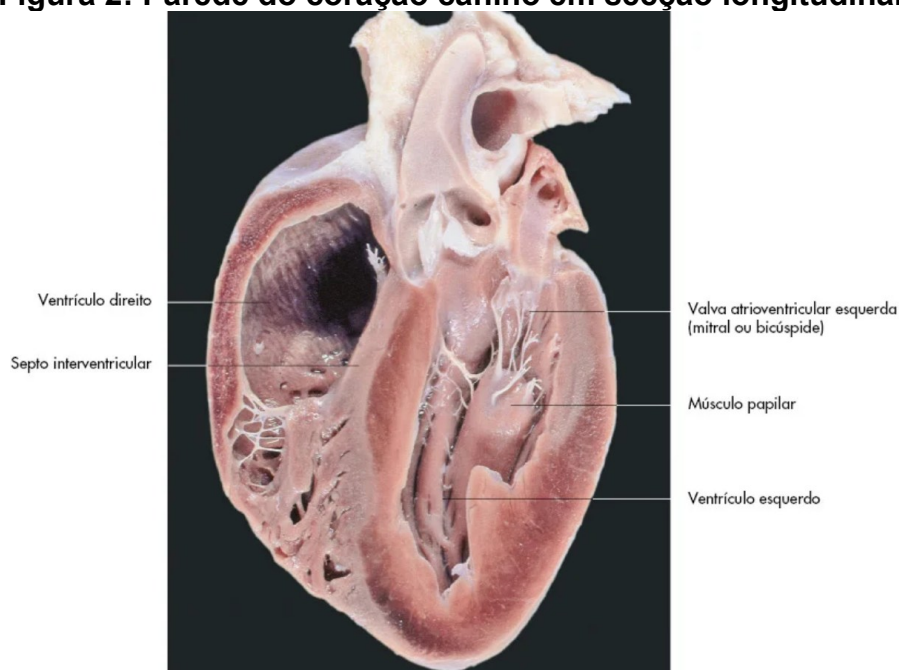
terço distal da margem cranial. O sulco coronário (*sulcus coronarius*) marca a separação dos átrios e dos ventrículos (KLEIN, 2021).

2.2.2 Estrutura da parede cardíaca

A parede cardíaca dos cães é separada em três camadas: o endocárdio, miocárdio e o epicárdio. O endocárdio é uma camada lisa e fina que reveste as câmaras cardíacas e é um contínuo revestimento dos vasos do corpo (Figura 2). O miocárdio é a maior porcentagem da composição do órgão. Ele é composto por fibras de músculo estriado que se entrelaçam formando os discos intercalares (KÖNIG, 2021). Neste caso, diferentemente dos músculos estriados esqueléticos, eles não sofrem fadiga e são regulados pelo sistema nervoso autônomo.

O epicárdio faz parte do pericárdio, e consiste na camada que cobre o miocárdio e os vasos coronários do coração (ROWE, 2020).

Figura 2: Parede do coração canino em secção longitudinal.



Fonte: König et al. (2021)

2.3 Manufatura Aditiva

A Manufatura Aditiva (AM) é um princípio de fabricação que constrói objetos tridimensionais camada por camada, adicionando material conforme necessário. Em contraste com os métodos tradicionais de fabricação, que envolvem a remoção ou moldagem de materiais brutos, a AM oferece benefícios únicos, como liberdade de

design, personalização, fabricação de geometrias complexas e produção sob demanda (VANEKER, 2017).

Este conceito de adição remonta a aplicações tradicionais desde a construção das pirâmides até a sobreposição de blocos para a formação de uma casa. (VOLPATO, 2017).

Comercialmente, um dos primeiros relatos do princípio foi em 1980 no Instituto Municipal de Pesquisa Industrial de Nagoya, no Japão. Hideo Kodama, realizava experimentos para desenvolver métodos de fabricação de modelos tridimensionais utilizando luz UV em uma resina fotossensível (WILHITE, WÖLFEL, 2019).

Em 1984, Chuck Hull deu nome de estereolitografia a este processo. A patente foi recebida em 1986 e posteriormente Hull fundou a 3D systems, que iniciou a produção e venda de impressoras SLA a partir de 1988.

No início da década de 1990 diversos outros processos de fabricação foram surgindo, a exemplo da SLS (Sinterização Seletiva a Laser) e a conhecida, na época, FDM (Modelagem por fusão e Deposição) que atualmente é registrada como extrusão de material (ABNT, 2018).

Atualmente, segundo a ISO/ASTM 52900:2018, classificam-se as tecnologias AM de acordo com o princípio de processamento de camadas utilizada para a criação de um objeto tridimensional (Quadro 1).

Quadro 1: Tecnologias de AM

Tecnologia de Manufatura Aditiva	Descrição
Fotopolimerização em cuba (vat photopolymerization – VPP).	Polímero fotossensível líquido é curado seletivamente em uma cuba por polimerização ativada por luz.
Extrusão de material (material extrusion – MEX).	Material é extrudado através de um bico ou orifício fino e é seletivamente depositado.
Jateamento de material (material jetting – MJT).	O material é jateado e depositado de forma seletiva em pequenas gotas.
Jateamento de aglutinante (binder jetting – BJT).	Um agente aglutinante líquido é jateado para unir seletivamente partículas de material em um leito de pó.
Fusão em leito de pó (powder bed fusion – PBF).	Energia térmica funde seletivamente as partículas de material em um leito de pó.
Adição de lâminas (sheet lamination – SHL).	Lâminas de material são recortadas e unidas (coladas, soldadas, brasadas) para formar um objeto.
Deposição com energia direcionada (directed energy deposition – DED).	Energia térmica é empregada para fundir o material de adição (e o de base) à medida que este é depositado.

Fonte: Adaptado de Volpato e Carvalho (2025, p.13)

2.3.1 Formatos de arquivo para AM

No processo de manufatura aditiva, a escolha do formato de arquivo utilizado para representar os modelos tridimensionais é um aspecto fundamental que impacta diretamente a qualidade, a precisão e a eficiência do processo de fabricação. O formato de arquivo atua como uma ponte entre o software de modelagem CAD e o equipamento de impressão 3D, armazenando as informações geométricas e, em alguns casos, propriedades adicionais do modelo (VOLPATO, 2017).

Um dos formatos mais conhecidos é o STL (*Stereolithography*). O formato STL foi desenvolvido pela 3D Systems em 1987 e tornou-se o padrão para a manufatura aditiva. Este formato utiliza uma abordagem de mosaico de triângulos para representar a geometria de superfície de objetos tridimensionais, dividindo as superfícies em uma malha de triângulos interconectados (ZHOU, 2024).

Cada triângulo é definido por três vértices e um vetor normal, que indica a orientação da face. Quanto maior a complexidade e o nível de detalhamento do modelo, maior será o número de triângulos necessários para sua representação precisa. Esta simplicidade conceitual contribuiu para a ampla adoção do formato STL na indústria de impressão 3D (PRASHAR; VASUDEV; BHUDDHI, 2022).

No entanto, o formato STL apresenta limitações significativas. Ele armazena exclusivamente informações sobre a geometria de superfície do modelo, sem suporte para representação de cor, textura, material, subestrutura e outras propriedades físicas do objeto (ISO/ASTM, 2013). Além disso, arquivos STL podem apresentar erros de malha, como faces invertidas, arestas não-manifold e buracos na geometria, que podem comprometer o processo de fabricação (ZHOU, 2024).

Outra desvantagem é o tamanho do arquivo. Modelos complexos, especialmente aqueles com geometrias orgânicas ou estruturas de treliça, podem gerar arquivos STL extremamente grandes devido à natureza redundante da representação triangular, onde cada triângulo armazena as coordenadas de seus três vértices, mesmo quando vértices são compartilhados entre triângulos adjacentes (ROBLES; BASIT; GAISFORD, 2018).

Em resposta às limitações do formato STL, foi desenvolvido o formato 3MF (*3D Manufacturing Format*) pelo consórcio 3MF, fundado pela Microsoft em 2015 e que atualmente inclui empresas líderes como Autodesk, Ultimaker, Stratasys e Dassault Systèmes (3MF CONSORTIUM, 2022). O 3MF foi projetado especificamente

para atender às demandas modernas da manufatura aditiva, oferecendo uma solução mais abrangente e eficiente (ROSSEL; MLADENOV; SOMOROVSKY, 2023).

O formato 3MF utiliza uma estrutura baseada em XML (eXtensible Markup Language) e é comprimido como um arquivo ZIP, o que resulta em tamanhos de arquivo significativamente menores quando comparados ao STL. A eficiência na representação dos dados é alcançada porque cada vértice da malha é armazenado apenas uma vez, independentemente de quantos triângulos o compartilham, reduzindo o tamanho do arquivo em até um terço apenas pela mudança de formato (FOGGIATTO; SILVA, 2025).

Além da geometria, o formato 3MF suporta o armazenamento de múltiplas propriedades em um único arquivo, incluindo: informações de cor e textura; especificações de materiais múltiplos para impressão multi-material; configurações de impressão e parâmetros de fatiamento; estruturas de suporte pré-definidas; orientação e posicionamento do modelo na mesa de impressão; miniaturas de visualização do modelo; e estruturas complexas como treliças através de extensões específicas (QIN; QI; SCOTT; JIANG, 2019).

O formato 3MF também incorpora validação de *manifoldness* (fechamento da malha), tornando impossível a criação de arquivos com arestas não-*manifold*, e elimina ambiguidades em modelos com auto-interseções (KIM; WITHERELL; LIPMAN; FENG, 2015).

2.3.2 Extrusão de material e seus materiais mais comuns

O processo de manufatura aditiva por extrusão de material (MEX) é baseada em um equipamento com uma cabeça móvel que se movimenta nos três eixos X e Y, e que deposita um filete de material fundido em uma mesa também móvel apenas no eixo Z (CLIFTON, 2019). Também são encontradas impressoras onde o cabeçote se movimenta nos eixos X e Z e a mesa se movimenta no eixo Y.

Para a realização da extrusão é preciso que exista um modelo 3D pré-definido que passou pelo design em um *software* CAD e por uma etapa de planejamento de processo que define, entre outros parâmetros, a velocidade de impressão, temperatura da mesa de impressão e do bico que aquece o material para a deposição. O modelo é exportado no formato gcode e, após sucessivas deposições de material o objeto é construído (GO; HART, 2016).

O material para a construção de uma peça 3D é aquecido acima do seu ponto de fusão, de modo a se solidificar rapidamente após ser depositado na mesa de impressão (WOHLERS, 2014). Sua principal vantagem é a sua praticidade, tanto a impressora quanto os filamentos têm baixo custo de mercado e podem ser instalados em qualquer superfície plana.

Para a construção dos modelos é necessária muitas vezes a criação de estruturas de suporte que sustentem durante o processo de impressão regiões desprovidas de base. No processo de extrusão de material, as estruturas de suporte podem ser fabricadas utilizando o mesmo material da peça ou um material de suporte específico, dependendo da configuração da impressora. Em impressoras com extrusor único, os suportes são necessariamente do mesmo material da peça, requerendo remoção mecânica manual através de quebra ou corte, com posterior acabamento superficial (ZHOU, 2024)

Entre os principais materiais utilizados pode-se citar o Ácido Polilático (PLA), Acrilonitrila-Butadieno-Estireno (ABS), High Impact Polystyrene (HIPS), Polietileno Tereftalato Glicolizado (PETG), Poliuretano Termoplástico (TPU), Policarbonato (PC), Policloreto de vinila (PVC) e Álcool Polivinílico (PVA) (PRAJAPATI et al., 2024).

O PLA é bastante conhecido pelas suas características de estabilidade mecânica e química, baixa retração durante a impressão e resistência a abrasão para peças que receberão atrito leve ou moderado. Sua temperatura de deflexão térmica é baixa, em torno de 60°C e de fusão entre 190°C a 230°C (WOHLERS, 2014).

Diferente de outros filamentos, o PLA é biodegradável, biocompatível para o contato direto com alimentos e dispositivos médicos e possui baixa emissão de gases durante o processo de fabricação. Além disso, tem fácil pós-processamento e pode ser lixado, pintado e polido com facilidade quando comparado com outros materiais (GARCIA et al., 2018).

Outro material muito comum na técnica de extrusão de material é o ABS. O ABS é derivado da polimerização de três monômeros, resultando em um material termoplástico com propriedades superiores ao PLA quanto à resistência e temperatura de deflexão térmica (105°C) (PRAJAPATI et al., 2024). Sua resistência a tração é mais alta, entre 35 e 40 MPa que o permite suportar forças de tração sem romper com facilidade. A temperatura de fusão do material está entre 230°C e 245°C (DILBEROGLU et al., 2017).

Uma das grandes diferenças do ABS para o PLA é o fato de que o primeiro emite gases de estireno e acrilonitrila durante a impressão e seu ambiente deve ser controlado para obter maior qualidade no resultado da fabricação (WOHLERS, 2014).

Por ser mais rígido que o PLA, o ABS por vezes é utilizado em conjunto com algum filamento com a capacidade de se solubilizar em uma etapa de pós-processamento. Este filamento solúvel, por sua vez, é utilizado como forma de fabricar as estruturas de suporte em peças que as necessitem seja pelas regiões suspensas ou pelo ângulo em que foram dispostos na mesa de impressão (TUBÍO, 2016).

Um destes materiais é o High Impact Polystyrene (HIPS). Este material é derivado do poliestireno, um polímero termoplástico leve e resistente ao impacto. Suas temperaturas de fusão estão entre 230°C e 250°C, semelhantes a do ABS, e, mesmo apresentando densidade baixa, em torno de 0,94 g/cm³, o HIPS apresenta módulo de flexão entre 1,5 e 2,0 GPa, que demonstra uma resistência à flexão dentro da faixa de materiais de engenharia adequados para diversas aplicações (LAGUNA et al., 2021).

Seu principal diferencial é que o material é solúvel em D-limoneno, um solvente natural e seguro de se utilizar em qualquer laboratório. A solubilidade ocorre, pois, as cadeias de poliestireno entrelaçados possuem segmentos de polibutadienos ao longo da estrutura que são ricos em ligações duplas de carbonos (NGO et al. 2018). Ao entrar em contato com o D-limoneno que possui em sua estrutura anéis cíclicos e uma cadeia lateral alílica, os segmentos de polibutadieno do HIPS interagem e ficam com suas interações enfraquecidas, fazendo com que as ligações carbono-carbono se desprendam uma das outras e a estrutura seja reagrupada e se precipite na solução (STANSBURY; IDACAVAGE, 2016).

Uma síntese das propriedades físico-químicas dos principais filamentos utilizados na técnica de extrusão de materiais se encontra na Tabela 1.

Tabela 1: Propriedades físico-químicas dos filamentos de AM

Material	Propriedade	Característica
Ácido Polilático (PLA)	Temperatura de fusão	190 - 230 °C
	Temperatura de deflexão térmica	~ 60 °C
	Resistência à tração	20 - 40 MPa
	Características adicionais	Biodegradável e biocompatível.
Acrilonitrila-Butadieno-Estireno (ABS)	Temperatura de fusão	230 - 245 °C
	Temperatura de deflexão térmica	105 °C
	Resistência à tração	35 - 40 MPa
	Emissão de gases	Emite estireno e acrilonitrila durante a impressão.
High Impact Polystyrene (HIPS)	Temperatura de fusão	230 - 250 °C
	Densidade	~ 0,94 g/cm ³
	Módulo de flexão	1,5 - 2,0 GPa
	Solubilidade	Solúvel em D-limoneno, usado como material de suporte.
Polietileno Tereftalato Glicolizado (PETG)	Características gerais	Boa resistência química, baixa retração, alta transparência.
Poliuretano Termoplástico (TPU)	Características gerais	Flexível, elástico, alta resistência ao impacto.
Polycarbonato (PC)	Características gerais	Alta resistência a impactos e temperaturas, boa transparência.

Fonte: O autor (2025)

2.3.3 Fotopolimerização em Cuba (VPP)

Esse processo iniciou com a Estereolitografia (SLA) que é uma das tecnologias mais conhecidas por ter sido a primeira ser desenvolvida e patenteada (ABNT, 2018).

Sua base de funcionamento está em uma resina monomérica fotossensível que forma um polímero e solidifica quando exposta diretamente à luz ultravioleta (UV) em uma reação conhecida como cura. A reação produz voxels parabolicamente cilíndricos que são caracterizados por sua largura de linha horizontal e profundidade de cura vertical (KIM et al., 2024).

A escolha do material fotossensível é dependente da aplicação final da peça, resinas epóxi, acrílicas e metacrílicas são as mais comumente encontradas por oferecerem propriedades de resistência mecânica, flexibilidade e biodegradabilidade interessantes à diversas aplicações dos produtos finais (Ahrens, 2025).

A principal diferença da VPP em comparação com a extrusão de materiais se dá pela alta resolução e precisão que permite a criação de peças com maior riqueza de detalhes e geometrias complexas (HARMATYS et al., 2025).

Outra diferença se dá no processo de cura pós-impressão que na extrusão de material não existe. Após a fabricação por VPP a peça não estará completamente curada e é necessária uma etapa de pós-processamento para garantir a solidificação total do material. Entre os métodos de pós-processamento estão a cura por luz UV e a cura por calor (HUSNA et al., 2024).

Além disso, algumas resinas, como as epóxi, requerem cuidados especiais referentes ao seu manuseio por serem tóxicas ao toque direto e terem o potencial de irritar a pele e os olhos (VOLPATO, 2017).

As características físico-químicas das principais resinas estão reunidas na Tabela 2.

Tabela 2: Propriedades físico-químicas comum das resinas padrão utilizadas em VPP

Propriedade	Valor
Solidificação por comprimento de onda	400 - 410 nm
Dureza (Shore D)	79
Viscosidade (a 25 °C)	552 mPa·s
Densidade (estado líquido)	1,100 g/cm ³
Densidade (estado sólido)	1,184 g/cm ³
Resistência à tração	23,4 MPa
Deformação na ruptura	14,20%

Fonte: O autor (2025)

2.3.4 Biomodelos fabricados por AM

Ao se tratar de biomodelos aplicados diretamente ao indivíduo, como próteses, por exemplo, a otimização estética está intimamente relacionada com o desempenho final da peça fabricada (PATRA; ASGHAR, 2023). O estudo de Carroll e Fyfe (2004), demonstra o efeito de bem-estar psicológico causado pela aplicação de próteses esteticamente otimizadas por meio do design e fabricadas por AM e como essa relação desempenha um papel de melhor aceitação das próteses pelos pacientes submetidos ao procedimento (VALVERDE et al., 2022).

Biomodelos paciente-específicos se tornaram recursos de alta necessidade pois refletem a realidade do paciente com procedimentos pouco invasivos (geralmente tomografia computadorizada - TC ou ressonância magnética - RM), e permitem aos profissionais estudarem caso a caso otimizando o tempo de anestesia em casos cirúrgicos ou o tempo de cirurgia em casos de alta complexidade, uma vez que eles não terão surpresas relacionadas à anatomia do paciente ou variações anatômicas não percebidas em exames de imagem (WILHITE; WÖLFEL, 2019).

Embora já seja conhecido o fluxo de informação para a geração de biomodelos a partir de um conjunto de imagens médicas extraídas de métodos seccionais (como TC ou RM), as tecnologias necessárias para a AM de biomodelos têm várias limitações (YAMINE; VIOLATO, 2016). A resolução dos exames de imagem costuma ser limitada pois para se obter uma imagem de alta resolução é preciso um

tempo maior de captura o que submete o paciente a maiores doses de radiação não ionizante no caso da TC, bem como o aumento de custos por exame pois o equipamento é sobrecarregado para a captura de um número maior de cortes mais finos (ASADOLLAHI et al., 2017).

Como dito, para se criar um biomodelo é necessário profundo conhecimento de anatomia e, em casos patológicos, da enfermidade que está sendo estudada. Por essa razão, o fluxo da informação por vezes é perdido uma vez que o profissional que lida com a captura e interpretação das imagens nem sempre é o mesmo que realizará o seu processamento e a modelagem necessária para o processo de fabricação (CHAE et al., 2015).

Sendo assim, por envolver várias etapas, cada uma pode ser uma fonte de erro para a fabricação final, o que reforça a relevância de se estabelecer uma padronização e a definição de protocolos de fabricação de biomodelos.

2.3.5 AM no ensino de anatomia

No contexto do ensino de anatomia, a aplicação da AM tem trazido oportunidades inovadoras para o aprendizado prático e a compreensão aprofundada da estrutura anatômica. Nos últimos anos, essa tecnologia tem passado por avanços significativos, com o desenvolvimento de novos materiais, métodos de impressão e equipamentos mais acessíveis (BHAGAT; SINGH, 2015).

Na última década, a AM tem crescido muito (WIBERG et al., 2019), e sua aplicação na área da saúde com a educação do paciente, planejamento cirúrgico e ensino de anatomia são objetos de pesquisa por centros clínicos e universidades (HESPEL et al., 2014). Uma vez que a AM permite a criação de biomodelos paciente-específicos, são várias as possibilidades de aplicar este modo de fabricação para criar produtos personalizados, dispositivos médicos, implantes e próteses (MURGITROYD et al., 2015). Também para planejar e simular procedimentos cirúrgicos de alta complexidade e treinar novos profissionais das áreas da saúde humana e veterinária (AURICCHIO; MARCONI, 2016; TACK et al., 2016).

Com o passar do tempo a tecnologia ficou mais acessível e centros clínicos passaram a implementar a tecnologia de impressão 3D internamente com a intenção de criar conhecimento translacional e reduzir o tempo de fabricação de biomodelos (BALLARD et al., 2020).

Por essa razão, estudos envolvendo a utilização de biomodelos impressos por AM se tornaram realidade, e demonstraram benefício quando comparado com metodologias tradicionais de estudo da anatomia de um corpo, levando em consideração abordagens multimodais para a avaliação de uma peça anatômica (BURNARD et al., 2019). A capacidade de imprimir modelos anatômicos complexos e precisos permite que os estudantes explorem estruturas anatômicas específicas, visualizando-as em detalhes e manipulando-as de forma prática. Além disso, a AM viabiliza a reprodução de órgãos e estruturas anatômicas raras, possibilitando o acesso a materiais de estudo que seriam de difícil obtenção por outros meios (LIMA et al., 2023).

Após a quebra da patente do processo por extrusão de material em 2009, a AM foi impulsionada pela acessibilidade. Na área médica, a AM não compete com os recursos da medicina moderna, mas serve como mais um recurso para equipes multidisciplinares desenvolverem conhecimento baseado em suas experiências individuais atuando em uma medicina centrada no paciente (MCP) (BURNARD et al., 2019; WU et al., 2020).

Autores como Salonitis e Zarban (2015) têm discutido o potencial de uma metodologia de cinco etapas que contempla desde a identificação do problema, especificação de requisitos até um processo de tomada de decisão multicritério para objetivos identificados, de agregar em trabalhos que envolvam design para manufatura. Já Klahn et al. (2015), discutem sobre estratégias de design voltadas para a fabricação visando a funcionalidade da peça.

Como a AM não tem necessidade de ferramentas especiais, o foco nas funções pode ser explorado de forma a aproveitar ao máximo as possibilidades de formas livres e complexas. A dificuldade ainda é a otimização da morfologia ao fazer com que a superfície da peça, a depender do método de impressão, seja a mais próxima da anatomia. Zegard e Paulino (2016), mostram em sua pesquisa como a otimização topológica é sempre necessária no processo de modelagem e desenvolvimento de uma peça por AM e que o design do processo está intimamente ligado ao desempenho final do produto.

2.4 Design Science Research

A metodologia denominada Design Science Research (DSR) segue um ciclo iterativo, composto por diversas etapas. Em primeiro lugar, é essencial identificar claramente o problema a ser solucionado e compreender sua complexidade. Em seguida, definem-se os objetivos que o artefato deve alcançar para abordar o problema de forma satisfatória (RODRIGUES et al., 2018).

Segundo Ritter, Baxter e Churchill (2014), a proposta é utilizar os 7 pilares da DSR para a condução e avaliação de um produto fabricado a partir de um design único e que resolva um problema de forma eficiente e dentro da realidade em que se insere.

A DSR é amplamente aplicada em diversas áreas, como sistemas de informação, engenharia de *software*, gestão de operações, ciência da computação, entre outras áreas que buscam soluções práticas e inovadoras. Seu principal objetivo é unir conhecimento teórico e prático gerando resultados concretos e aplicáveis ao mundo real (PRAT et al., 2014).

Esta abordagem combina elementos da teoria do design, pesquisa científica e engenharia com o objetivo de desenvolver e avaliar artefatos, modelos, métodos ou sistemas que atendam a necessidades específicas.

A metodologia comumente utilizada é a apresentada por Takeda et al. (1990) e adaptada por Kuechler e Vaishnavi (2008). Ao contrário da pesquisa convencional, que se concentra principalmente na expansão do conhecimento teórico, a DSR prioriza a criação de artefatos tangíveis e aplicáveis, como *softwares*, dispositivos ou processos. Esses artefatos são projetados para resolver problemas reais em contextos específicos, garantindo sua eficácia, eficiência e adequação aos propósitos pretendidos.

Após o desenvolvimento, realiza-se uma avaliação rigorosa do artefato desenvolvido, para verificar sua eficácia, eficiência e utilidade no contexto em que será aplicado. Com os resultados da avaliação, é importante refletir sobre os resultados obtidos e, se necessário, promover ajustes ou melhorias no artefato, buscando aprimorar sua funcionalidade e adequação às demandas práticas (PRAT et al., 2014).

Dessa forma, é possível dividir a metodologia de pesquisa em etapas (LIMA et al., 2023). A primeira, de conscientização, se refere à compreensão da problemática que envolve o projeto. Nesta etapa é iniciada a busca holística de problemas que podem envolver o projeto e a pesquisa do que já existe para a sua compreensão. A

saída, e conseqüente resultado da conscientização, é a definição, de fato, da problemática e a formalização da maneira em que o problema será resolvido assim como os possíveis resultados esperados (LIMA et al., 2023).

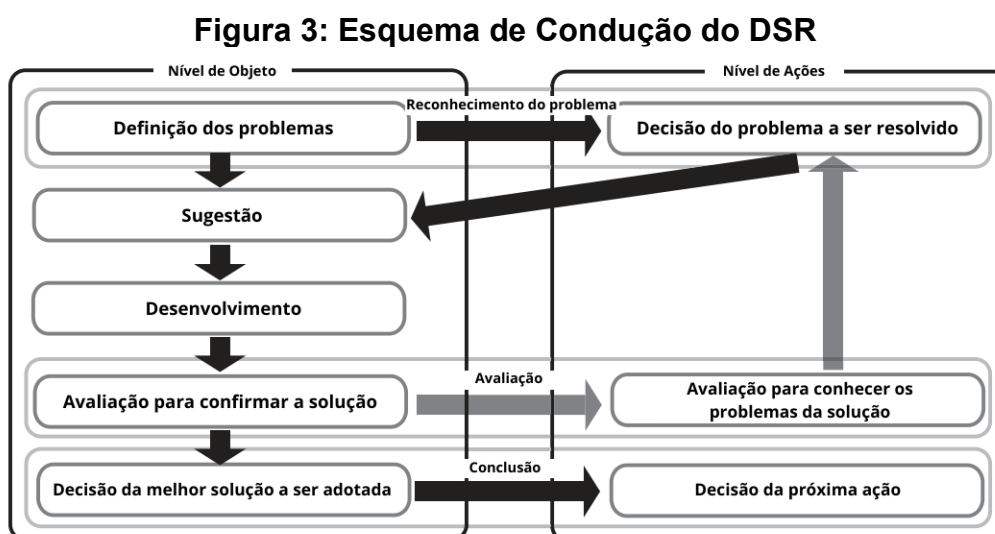
A etapa de sugestão, análoga à etapa de teorização nas ciências naturais, foca em desenvolver alternativas de artefato para a solução dos possíveis problemas. O resultado desta etapa é a escolha dos artefatos de interesse que serão desenvolvidos. Como esta etapa é subjetiva, será desenvolvido um protocolo de forma que se garanta a repetibilidade e rastreabilidade para alcançar uma solução satisfatória e passível de comparação para que seja justificada a escolha do modelo ideal ao final (KUECHLER; VAISHNAVI, 2008).

A etapa de desenvolvimento incorre no processo de fabricar o artefato considerando as pontuações formuladas na etapa anterior. A saída desta etapa é o artefato funcional.

A etapa de avaliação define-se, por meio de um processo de verificação do comportamento do artefato frente ao problema que ele deve sanar, uma série de procedimentos para verificar seu desempenho.

Uma vez avaliado o artefato, a etapa de conclusão consistirá na formalização do processo e a compilação dos resultados obtidos (TAKEDA, 1990).

Este processo iterativo (Figura 3), oferece ao usuário a possibilidade de refinamento do modelo em várias etapas, tornando o desenvolvimento mais descritivo, porém, com maiores chances de encontrar protótipos adequados em um menor tempo (CARSTENSEN; BERNHARD, 2019).



Fonte: Adaptado de Takeda (1990)

2.5 Considerações sobre a revisão bibliográfica

Durante a pesquisa bibliográfica foi possível observar a carência de estudos que relacionassem protocolos para a produção de biomodelos. Os estudos encontrados estavam centrados em dispositivos médicos e na discussão de materiais que mimetizassem ou que simulassem os tecidos nos casos de próteses que são postas em contato direto com o indivíduo.

Além disto, o coração é um órgão que oferece dificuldade no momento da reconstrução 3D, principalmente pelo fato de ser uma estrutura em constante movimento o que torna a identificação e a seleção das partes específicas nos programas de renderização tridimensional ainda mais difíceis.

Estudos como os de Meier et al. (2017), Medero et al. (2017) e Gharleghi et al. (2021), observaram o desempenho do coração impresso em 3D com diferentes objetivos, mas a semelhança entre eles é que não existia nenhum tipo de protocolo em comum ou metodologia para se fabricar um coração desde o momento da reconstrução tridimensional a partir de arquivos DICOM. Em geral, como observado também em Kong et al. (2016), o mesmo ocorre para outros órgãos como o fígado, onde não se possui um padrão de desenvolvimento e, por esse motivo, cada pesquisador o realiza de maneira empírica pela tentativa e erro.

Por essa razão, produzir corações com o objetivo de utilizá-los no ensino de anatomia a partir de um protocolo que influencie positivamente na reprodutibilidade do modelo é importante para que haja uma evolução em âmbito científico relacionado às aplicações de AM no ensino de anatomia.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Design Science Research

Justifica-se a escolha da metodologia DSR (Design Science Research) como uma decisão estratégica, fundamentada na necessidade de solucionar um problema prático e na natureza do artefato a ser desenvolvido. A pesquisa identificou que, apesar do potencial da AM para o ensino, a fabricação de biomodelos anatômicos é, em grande parte, realizada de forma empírica, ou seja, por tentativa e erro. Essa abordagem carece de padronização e de uma sistematização que permita definir parâmetros de qualidade e comparação entre os modelos produzidos.

A principal limitação decorrente dessa prática é a escassez de protocolos que orientem as estratégias de fabricação, o que dificulta a popularização e a implementação dessa tecnologia em instituições de ensino que nem sempre dispõem de equipes multiprofissionais.

Diante deste cenário, a DSR foi selecionada por ser uma metodologia focada na criação e avaliação de artefatos, como modelos, métodos ou, neste caso, um protocolo, que são projetados para resolver problemas específicos e atender a necessidades práticas.

Com a DSR foi possível determinar quais artefatos eram mais importantes para o desenho do protocolo e qual foi o fluxo de trabalho para a produção dos biomodelos.

3.1.1 Desenho experimental

O processo de pesquisa utilizou os fluxos da metodologia DSR como forma de organizar as etapas de fabricação do biomodelo. Seguindo a metodologia DSR, foram definidas etapas de condução que tivessem relação com cada fase da pesquisa para organizar a produção dos artefatos gerados conforme as futuras iterações.

Seguindo os mesmos processos da DSR, na fase de conscientização foram buscados artigos na literatura correlacionados com o presente estudo, de forma a entender melhor como biomodelos cardíacos são produzidos atualmente e se já existem trabalhos que visem desenhar algum tipo de protocolo de impressão para estes biomodelos.

A etapa de sugestão seguiu o modelo de Kuechler (2009), ao entender que, se o objetivo é estabelecer/definir um protocolo para renderizar corações a partir de

exame de tomografia computadorizada e adaptar as malhas 3D para a impressão a depender do objetivo da peça, a seleção do coração no programa de análise de imagem Mimics terá como foco a melhor qualidade da morfologia priorizando as macroestruturas anatômicas, como os vasos da base e o miocárdio.

A etapa de desenvolvimento foi composta pelo desenho do protocolo de impressão que considerou tanto aspectos de design no programa de observação dos arquivos DICOM, quanto o planejamento do processo posteriormente.

A avaliação se deu por meio da impressão de dois biomodelos de coração canino providos de duas TCs de cães das raças Beagle e Buldogue inglês que foram preparadas de diferentes maneiras para a observação de estruturas externas e internas.

Duas tecnologias foram escolhidas para compor o protocolo: a impressão por extrusão de material (MEX – Material Extrusion) e a fotopolimerização em cuba (VPP – Vat Photopolymerization). Ambas foram selecionadas por suas características complementares. A MEX oferece um processo de fabricação mais econômico, com boa resistência mecânica e alta disponibilidade no mercado, sendo ideal para criar modelos robustos e de baixo custo. Já a VPP proporciona uma resolução mais elevada e um nível de detalhes superior, o que é extremamente útil para a visualização de estruturas complexas do coração canino. A escolha de ambas as tecnologias visou atender a diferentes demandas pedagógicas proporcionando maior abrangência para o protocolo.

O material utilizado para impressão dos pares via MEX foi o Ácido Polilático (PLA) e foram fabricados em uma impressora Biqu® B1, e os pares impressos em resina em uma AnyCubic Photon M3 Max.

Portanto, os principais artefatos foram os biomodelos impressos a partir do protocolo proposto por dois métodos de fabricação distintos e que serviram de base para a validação técnica e estatística de que o protocolo é eficaz. Enquanto o artefato secundário foi o protocolo de criação propriamente dito.

a) Conscientização

Na etapa de conscientização foram pesquisados temas centrais relacionados ao estudo do coração e a AM. As buscas ocorreram na plataforma pubmed e scielo usando as seguintes palavras-chave: “heart, additive manufacturing, teaching”; “heart,

additive manufacturing, veterinary”; “additive manufacturing, dogs”; “heart, 3D printing, veterinary” (Tabela 3).

Tabela 3: Palavras-chave de busca na etapa de conscientização

Palavra-chave	Nº de artigos
heart, additive manufacturing, teaching	24
heart, additive manufacturing, veterinary	4
additive manufacturing, dogs heart	34
heart, 3D printing, veterinary	18
Total de artigos	80

Fonte: O Autor (2025)

Foram estabelecidos critérios de inclusão e exclusão a fim de selecionar os artigos mais relevantes e consistentes para os objetivos da pesquisa. Os critérios foram definidos com base no tema central, qualidade metodológica e aplicabilidade ao desenvolvimento do protocolo de fabricação de biomodelos anatômicos por impressão 3D (Quadro 2).

Quadro 2: Critério de inclusão e exclusão de artigos

Categoria	Critério
Critério de inclusão	1. Artigos publicados em periódicos revisados por pares
	2. Estudos publicados entre 2014 e 2024
	3. Publicações em português, inglês e espanhol
	4. Artigos que abordassem tecnologias de impressão 3D para a criação de biomodelos
	5. Pesquisas da área médica ou veterinária
Critérios de exclusão	1. Estudos que não utilizem imagens médicas como base para modelagem 3D.
	2. Estudos duplicados ou revisões que não adicionem novos insights ao tema.
	3. Trabalhos limitados à modelagem virtual sem fabricação dos modelos.

Fonte: O Autor (2025)

Após a aplicação dos critérios sobre os 80 artigos encontrados, foram selecionados 47 artigos relacionados ao tema central da pesquisa e foram consultados livros de referência para construir o referencial teórico.

Portanto, identificou-se a necessidade de produção científica que relacione o processo de fabricação de biomodelos cardíacos para o ensino de anatomia veterinária e não foram encontrados estudos que fornecessem todas as etapas para a fabricação de corações caninos por AM a partir de tomografias computadorizadas.

b) Sugestão

A partir da revisão bibliográfica realizada na etapa de conscientização, ficou evidente a falta de um protocolo padronizado para a criação de biomodelos anatômicos caninos que utilizasse imagens médicas e tecnologias de impressão 3D. Além disso, notou-se a necessidade de estabelecer diretrizes que priorizem as características morfológicas importantes para atender a aplicações práticas, como o ensino e o treinamento em anatomia veterinária.

Para realizar a pesquisa, os arquivos em formato DICOM de TCs foram obtidos junto a profissionais da área do diagnóstico por imagem.

Os critérios de inclusão foram que as imagens fossem de cães, saudáveis, sem enfermidades cardíacas (malformações congênitas, doenças adquiridas, câncer, etc).

Foram selecionadas para o estudo imagens tomográficas realizadas por diferentes indicações clínicas de dois cães das raças Beagle e Buldogue inglês atendidos em clínicas localizadas na cidade de Curitiba-PR.

A proposta concentrou-se no uso de ferramentas tecnológicas que fossem funcionais, facilitando a adoção por diferentes laboratórios e instituições de ensino. A seleção dos recursos incluiu *softwares* intuitivos e adequados para o processamento e segmentação de imagens médicas. Além disso, foram consideradas tecnologias de impressão 3D que apresentassem resultados compatíveis com o objetivo do estudo.

Além disso, foram definidos critérios para avaliar a qualidade e a viabilidade dos biomodelos criados. Esses critérios incluíram a precisão anatômica, analisando a fidedignidade das estruturas representadas, como câmaras cardíacas e vasos principais; a clareza das macroestruturas, como as diferenças nas espessuras dos

ventrículos direito e esquerdo e a visualização dos grandes vasos; e a utilidade no ensino, considerando, por exemplo, fatores como durabilidade, facilidade de manipulação e percepção dos especialistas. Os critérios ofereceram uma base para guiar o aprimoramento do protocolo e avaliar o sucesso dos modelos gerados.

c) Desenvolvimento

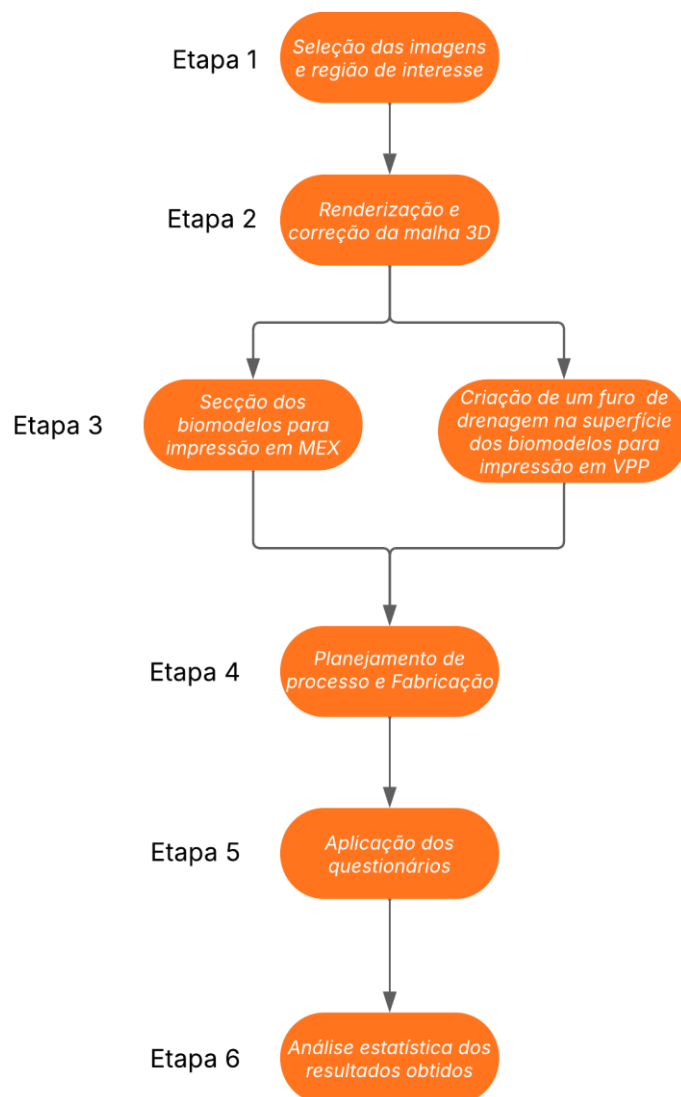
O processo de desenvolvimento foi conduzido de maneira iterativa, com ajustes realizados a partir de cada iteração, a fim de garantir que os modelos finais fossem precisos e funcionais. As atividades principais desta etapa incluíram a seleção e o preparo das imagens tomográficas, o processamento e a segmentação em *software* especializado para a criação da malha 3D, a otimização dos modelos 3D e a impressão por dois princípios de fabricação distintos.

3.1.2 Sequência de ações até o modelo final

Conforme o fluxograma da Figura 4, ao total, foram necessárias 6 etapas para a criação de artefatos suficientes para serem avaliados ao final de cada ciclo e se adequassem aos objetivos do projeto. As etapas 1 e 2 focaram na avaliação inicial e nos ajustes necessários relacionados à seleção da região de interesse e a reconstrução do biomodelo.

Na etapa 3 foi feito o refinamento dos biomodelos para a devida preparação antes do planejamento de processo.

A etapa 4 se concentrou no planejamento do processo e nos ajustes de impressão conforme eram feitos os testes. Como a metodologia DSR tem em sua última etapa a validação do produto final, a 5ª etapa focou somente na aplicação do questionário aos especialistas e a 6ª etapa, na sua validação estatística.

Figura 4: Fluxograma do protocolo segundo a metodologia DSR

Fonte: O autor (2025)

3.1.3 Segmentação do coração a partir dos arquivos DICOM

Os arquivos DICOM das TCs dos dois cães foram importados no *software* Materialise® Mimics Medical (versão 21.0), licenciado para uso no Núcleo de Manufatura Aditiva e Ferramental (NUFER) do Departamento de Mecânica da UTFPR.

A importação dos arquivos DICOM aconteceu de forma intuitiva no *software*. Depois que os arquivos DICOM foram carregados, a primeira iteração constituiu-se na escolha da melhor série de dados. A escolha se baseou em imagens com presença de contraste (CE), maior número de imagens e captura no plano axial.

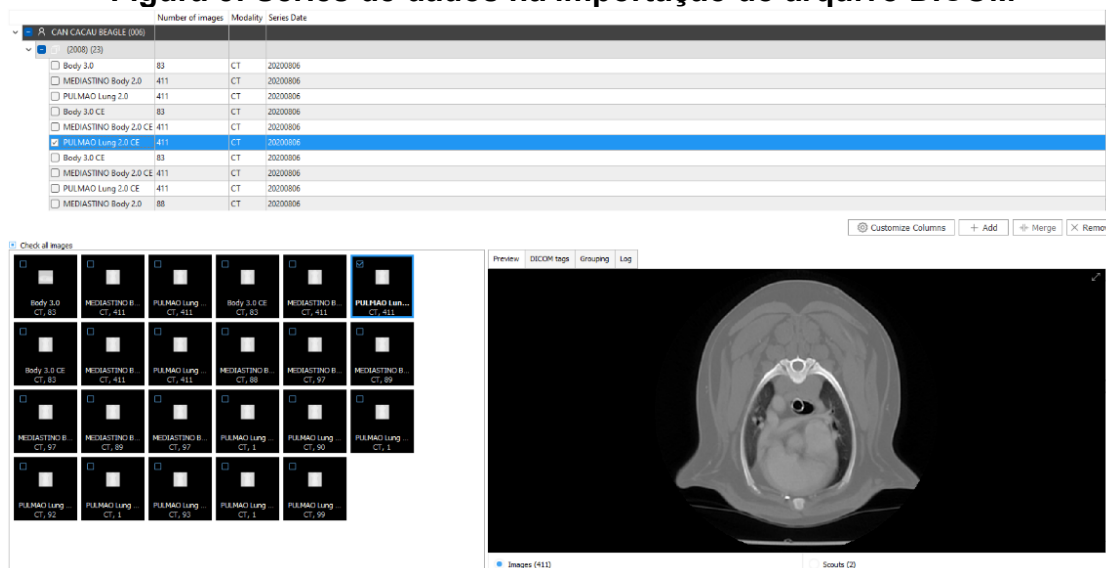
A importação do arquivo DICOM da raça beagle apresentava 23 conjuntos de imagens, enquanto no buldogue este número era de 22 conjuntos, compostas por imagens sem contraste e com contraste nomeadas como mediastino e pulmão.

Foi possível observar que as imagens do mediastino e do pulmão sem contraste eram mais opacas, dificultando a observação detalhada da morfologia do coração. Por outro lado, as imagens do mediastino e do pulmão com contraste, denominadas CE (*Contrast Enhanced*), tiveram uma melhor definição de imagem. Assim, foi possível identificar algumas macroestruturas como as câmaras cardíacas e o trajeto dos grandes vasos.

Além disso, a escolha dos conjuntos de imagem com maior número de cortes foi imprescindível para garantir que a observação bidimensional conferisse maior definição para a seleção das regiões de interesse. Enquanto em conjuntos havia cerca de 83 cortes, a série escolhida do Beagle tinha 411 cortes transversais (Figura 5). Enquanto no arquivo do Buldogue foi escolhida a série que continha 431 cortes.

Deve-se considerar que houve conjuntos de dados com imagens capturadas nos sentidos craniocaudal e dorsoventral que foram desconsiderados devido à sua baixa qualidade de captura, aumentando a chance de erro na segmentação do coração.

Figura 5: Séries de dados na importação do arquivo DICOM



Fonte: O autor (2025)

A segmentação dos arquivos DICOM foi a parte mais complexa da criação do protocolo e a que mais gerou ruídos. Para se trabalhar com o conjunto de imagens

importadas, o *software* requer que se crie uma máscara chamada “*Threshold*”, que utiliza a escala de Hounsfield para determinar um padrão colorimétrico baseado na diferença de luz e contraste das imagens.

O próprio *software* possui parâmetros predefinidos (*preset*) para auxiliar o operador, no entanto, foi necessário criar um padrão customizado uma vez que, ao selecionar tecidos moles (16HU), por exemplo, várias outras estruturas adjacentes ao coração também eram coloridas e, portanto, seria necessário um trabalho adicional de edição da malha e isolamento do coração.

Após a seleção das regiões de interesse no *software Mimics*, os biomodelos foram renderizados em uma malha 3D e exportados para o refinamento no MeshMixer®, *software* CAD escolhido para este trabalho.

a) Criação dos biomodelos

Percebeu-se que ao usar um *preset* do *software para músculos*, a imagem é preenchida por uma máscara colorida entre 62HU e 313HU respectivamente. Na vista sagital, boa parte do coração e algumas costelas somente eram selecionadas. No entanto, na vista coronal foi possível observar que algumas partes da base não estavam destacadas corretamente (Figura 6).

Figura 6: Seleção do coração com erros de seleção na vista coronal



Fonte: O autor (2025)

O próximo passo foi encontrar a densidade ideal para segmentar o coração evitando a seleção de estruturas adjacente. Ajustando-se as distâncias do gráfico de *Threshold* foi estabelecido o intervalo mínimo de 57HU e máximo de 252HU, para selecionar toda a extensão do coração e outros órgãos como o fígado, os rins e os intestinos e estruturas ósseas como as costelas.

Com a função de seleção da própria ferramenta, delimitou-se a área do coração para facilitar a edição da malha 3D e retirada de estruturas indesejadas ao estudo como o fígado e costelas.

A imagem foi cortada no plano sagital caudalmente ao ápice do coração até a margem cranial da primeira costela, latero-lateralmente foram cortadas as costelas. Utilizando-se a ferramenta *multiple slice edit*, as estruturas adjacentes ao coração e grandes vasos foram retirados (Figura 7).

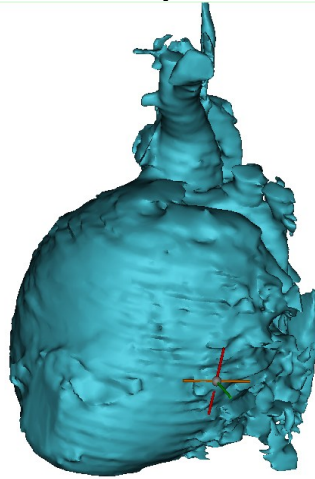
Figura 7: Remoção das estruturas adjacentes ao coração



Fonte: O autor (2025)

Com isto, obteve-se a primeira versão da segmentação do coração passível de ser renderizada em 3D, no entanto, este modelo não possuía as cavidades do coração vazias pois a máscara criada selecionou tudo como um único modelo sólido (Figura 8). Assim iniciou-se novamente o processo de seleção focado em resolver este problema encontrado no primeiro artefato.

Figura 8: Primeiro artefato 3D a partir das seleções primárias



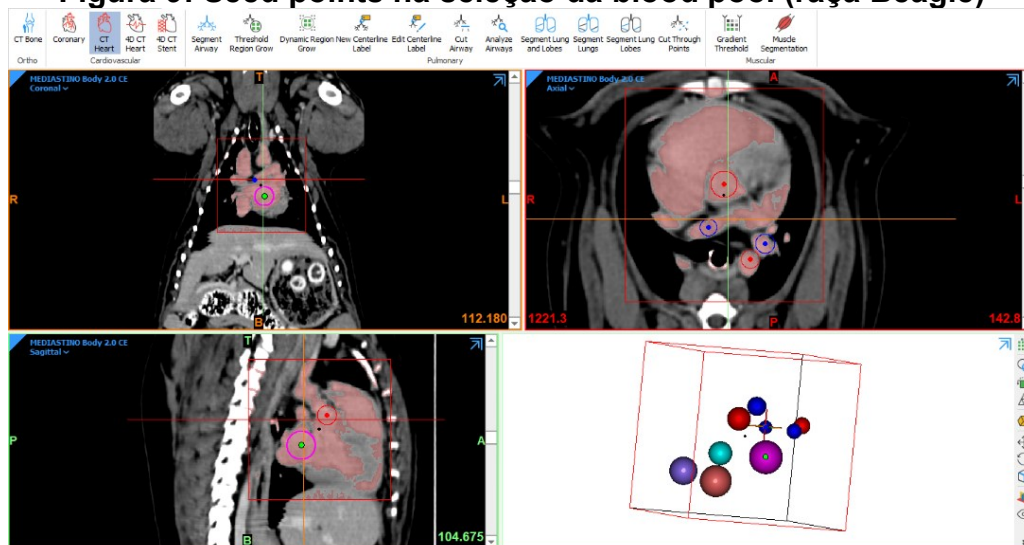
Fonte: O autor (2025)

b) Criação da *blood pool*

Para otimizar o processo, foi utilizada a função *CT heart* nativa do *software* que permite selecionar especificamente partes do coração e, por meio de processamento automático dos pontos selecionados, a ferramenta secciona o coração como um todo.

A função *CT Heart* possui uma seção de ferramentas avançadas pela qual é possível identificar manualmente as câmaras do coração, a artéria aorta, a artéria pulmonar e outras estruturas de interesse, chamadas de *seed points* (Figura 9). Neste caso, observou-se que a utilização da ferramenta seria útil para solucionar o problema das cavidades que não estavam disponíveis no modelo anterior.

Figura 9: Seed points na seleção da blood pool (raça Beagle)



Fonte: O autor (2025)

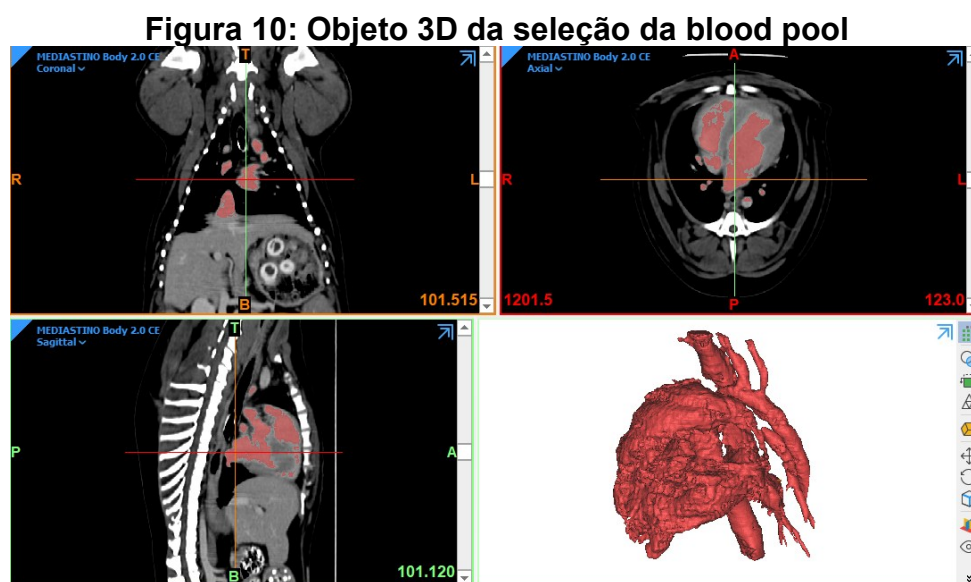
Ao selecionar a ferramenta no menu superior, é instruído que o usuário crie uma máscara somente para este uso. Foram selecionados os valores mínimo e máximo de densidade 178 HU e 339 HU, respectivamente. Além disso, é neste momento que se pôde realizar um corte com função de interpolação das camadas da máscara, isto é, uma seleção que pode ser feita em um corte das centenas de imagens, mas que será transposto para todas as outras automaticamente.

A região foi selecionada de forma a isolar apenas o coração e excluir as outras estruturas com densidade semelhante à do músculo cardíaco.

É preciso ressaltar que, ao isolar a região de interesse, no caso o coração, é preciso se atentar em realizar o processo 3 vezes, isto é, nos cortes axial, sagital e coronal.

Os *seed points* foram colocados nos seguintes locais: Atrio esquerdo (LA), Ventrículo esquerdo (LV), Átrio direito (RA), Ventrículo direito (RV), Aorta (Início e parte descendente) e Artéria Pulmonar (Início, ramo direito e ramo esquerdo).

Depois disso, foram calculadas máscaras para cada uma das partes selecionadas e, portanto, foi possível observar todas as estruturas com cores diferentes. Utilizando a função *mask 3D preview* foi possível confirmar se todas as estruturas correspondiam à região segmentada (Figura 10).

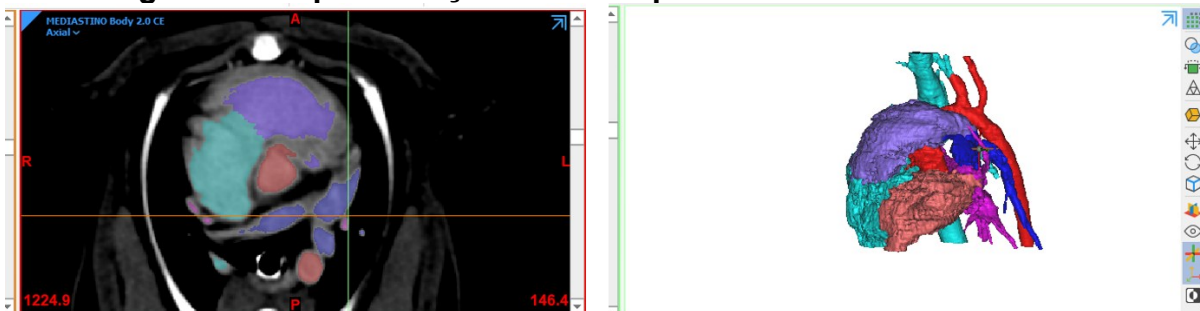


Fonte: O autor (2025)

É importante dizer que essa forma de seleção também é conhecida como *blood pool*, já relatada por Farooqi (2016). Ela seleciona todas as regiões com

presença de sangue, porém, ao criar um objeto 3D, o coração estará incompleto uma vez que o músculo cardíaco não foi selecionado (Figura 11).

Figura 11: Representação da blood pool sem o músculo cardíaco



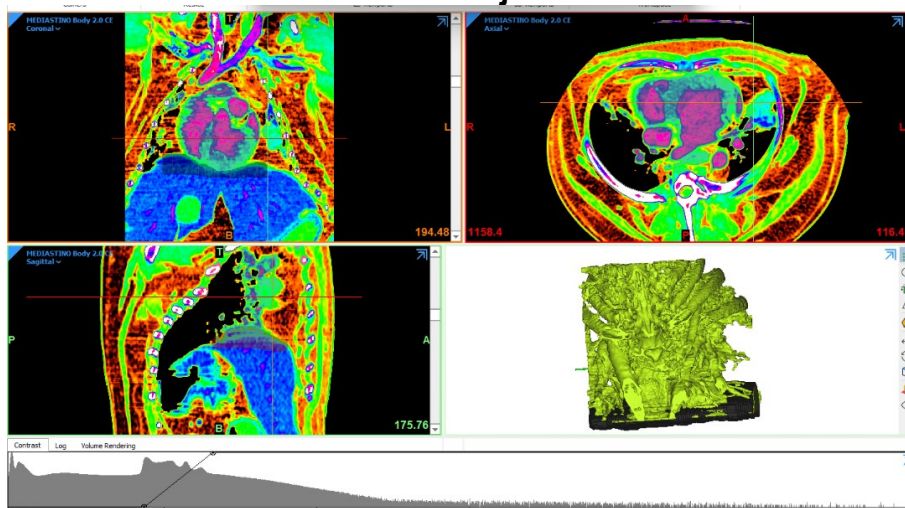
Fonte: O autor (2025)

c) Seleção do músculo cardíaco

Para a seleção do músculo cardíaco foi escolhido o valor mínimo de 57 HU e máximo de 252 HU que selecionava toda a morfologia cardíaca e adjacências como o fígado e costelas, por exemplo. Com a ferramenta de seleção delimitou-se a área do coração para facilitar a edição do que fora selecionado e retirar as estruturas indesejadas ao estudo

Para facilitar a edição, optou-se por ativar a função de visualização com pseudocores chamada *full spectrum* (Figura 12).

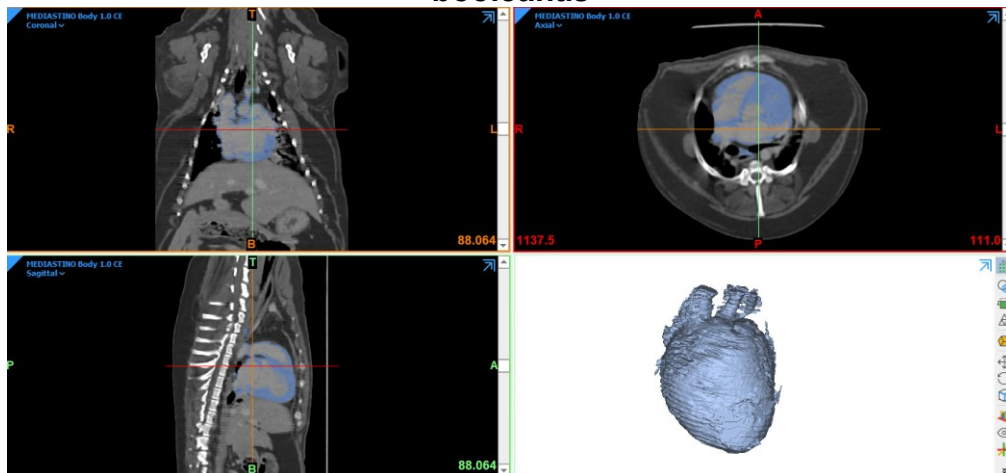
Figura 12: Visualização com pseudocores para facilitar o reconhecimento de estruturas adjacentes



Fonte: O autor (2025)

A partir disto, utilizando a ferramenta *multiple slice edit*, assim como no primeiro artefato, as estruturas adjacentes ao coração foram excluídas de forma a sobrar apenas o músculo cardíaco como um todo (Figura 13).

Figura 13: Artefato de seleção do músculo cardíaco antes das operações booleanas

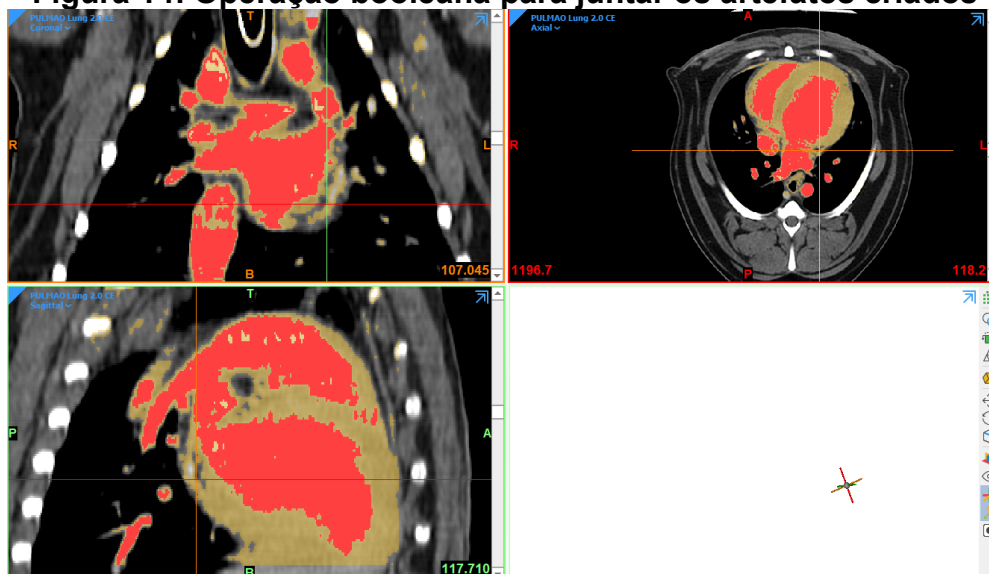


Fonte: O autor (2025)

d) Operações booleanas para construção do biomodelo

Nas visualizações bidimensionais é possível separar pelas cores o *blood pool* e o músculo cardíaco (Figura 14). Selecionou-se, portanto, ambas as máscaras e com o auxílio da ferramenta *Boolean Operations*, foi feita uma subtração. O resultado da subtração foi a criação de uma nova máscara.

Figura 14: Operação booleana para juntar os artefatos criados

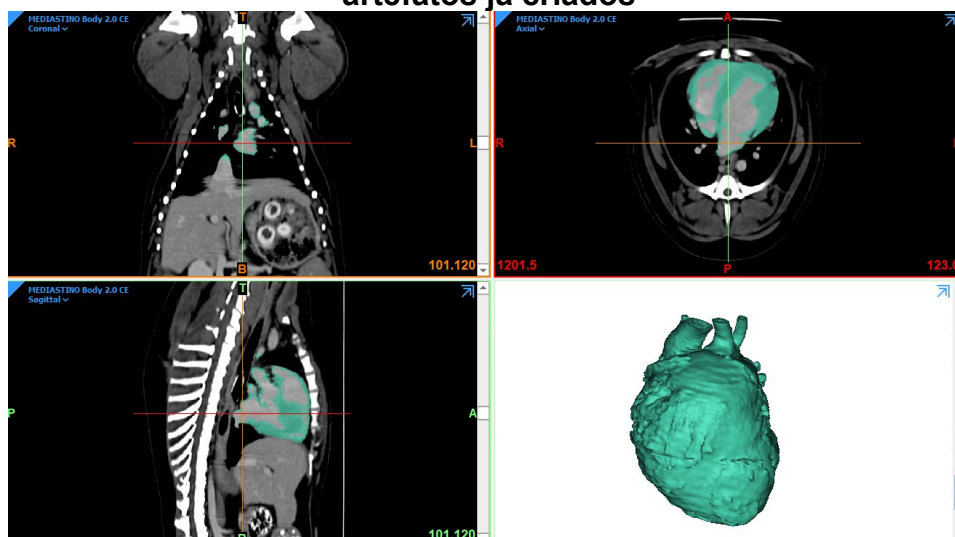


Fonte: O autor (2025)

Utilizando a ferramenta *Mask 3D Preview*, foi possível observar que a nova máscara ainda não possuía uma qualidade ideal uma vez que apresentava estruturas adjacentes que poluíam a visualização como algumas costelas, a porção cranial do fígado e vasos que possivelmente possuíam a sua densidade muito próxima a do coração.

Para a remoção foi utilizada a ferramenta *Edit Masks* que tem como função cortar ou criar novas áreas diretamente no *Preview 3D* e que é extrapolado para as imagens bidimensionais. Com isto o modelo ficou com melhor qualidade e estruturas anatômicas importantes como artéria aorta, veias cavas e tronco pulmonar passíveis de serem observados com acurácia (Figura 15).

Figura 15: Biomodelo final depois das operações booleanas com os dois artefatos já criados



Fonte: O autor (2025)

3.1.4 Ajustes no MeshMixer e precisão anatômica

Uma vez finalizada a seleção das regiões de interesse, o arquivo STL foi importado no *software* CAD MeshMixer® para a correção de falhas na malha estrutural e preparo para a fabricação.

Neste momento foram escolhidas duas formas de impressão do biomodelo: a primeira em PLA seccionada no septo atrioventricular para permitir a observação de estruturas internas como as câmaras cardíacas e o início da artéria aorta; e outra que seria impressa em resina com o biomodelo completo para observação das estruturas externas.

e) Biomodelos seccionados para observação interna do coração

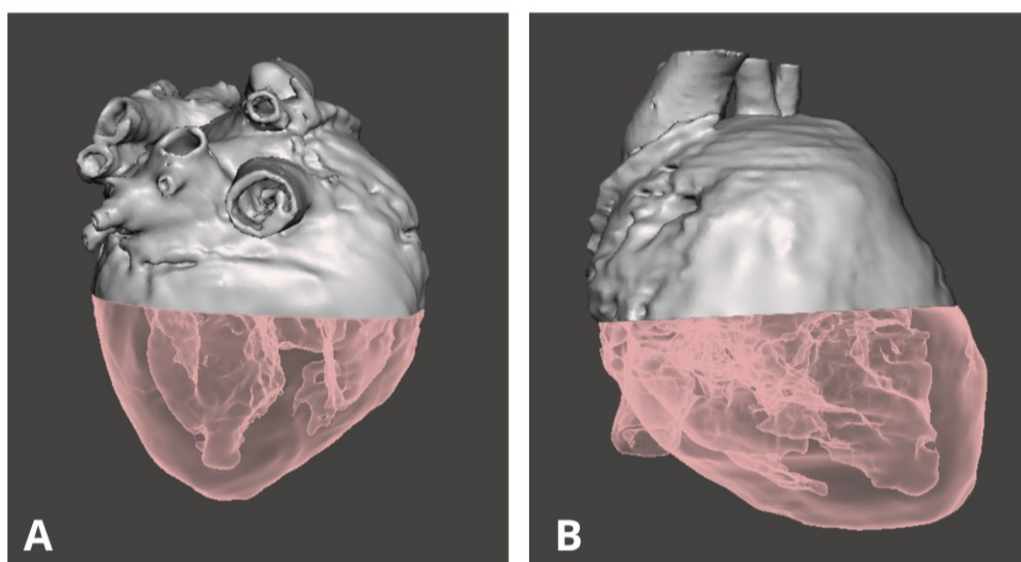
No MeshMixer os biomodelos passaram primeiramente por um processo de suavização da malha utilizando a ferramenta *Sculpt* e o pincel *RobustSmooth* com força de 72, tamanho do pincel de 55 e profundidade de 0. Essa etapa aconteceu pois depois de ser exportado no Mimics, a malha 3D possuía aspecto rugoso e pouco agradável.

Após a suavização os biomodelos foram seccionados na região delimitada utilizando-se a ferramenta *Plane Cut*. Nesta ferramenta há a possibilidade de realizar um corte transversal no objeto 3D enquanto observa-se uma sombra do que seria descartado. No entanto, como o propósito dos biomodelos era gerar as duas partes do coração, foi escolhido o corte *Slice (Keep Both)*, que mantém as duas partes do objeto após o corte.

Uma vez cortados, os biomodelos foram separados utilizando a função *Separate Shells* que criou dois objetos diferentes de cada biomodelo. Um respectivo à parte do ápice do coração e outro da base (Figura 16).

A utilização dos biomodelos bipartidos seguiu a metodologia descrita por Giannico et al. (2023) em que o coração foi seccionado para exposição das estruturas internas e externas favorecendo a compreensão da anatomia visando a interpretação radiográfica do órgão.

Figura 16: Secção dos corações para observação interna



Fonte: O autor (2025)

Legenda: A: Coração do Beagle; B: Coração do Buldogue

Quatro objetos foram exportados separadamente em formato STL para garantir a qualidade de cada uma das partes e a sua utilização na ferramenta de planejamento de processo Ultimaker Cura e futura impressão.

f) Planejamento de processo dos biomodelos seccionados impressos em PLA

Para a impressão dos biomodelos seccionados pelo processo de extrusão de material foi utilizado o PLA da marca Slim3D® (Tabela 4).

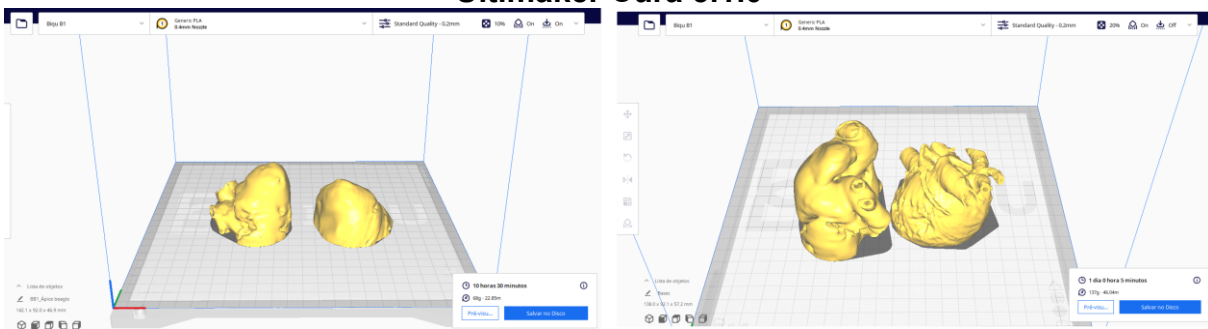
Tabela 4: Propriedades do filamento de PLA

Característica	Parâmetro
Diâmetro nominal	1,75 mm
Temperatura de fusão	200-210 °C
Densidade	1,25 g/cm ³
Resistência à tração	55 MPa
Dureza Rockwell	81D

Fonte: O autor (2025)

Na realização do planejamento do processo de fabricação dos biomodelos impressos por extrusão de material, os arquivos refinados no CAD foram exportados em STL e importados no *software* Ultimaker Cura versão 5.1.0 (Figura 17).

Figura 17: Planejamento de processo dos biomodelos seccionados no Ultimaker Cura 5.1.0



Fonte: O autor (2025)

Legenda: Figura à esquerda representa o planejamento dos ápices; A figura à direita representa o planejamento das bases de ambos os corações.

Uma vez que o *software* possui perfis de ajustes de impressão pré-configurados, foi utilizado o perfil *Standard Quality – 0.2 mm* (Tabela 5).

Tabela 5: Parâmetros de impressão em PLA

Característica	Parâmetro	Medida
Qualidade	Altura da Camada	0,2 mm
	Altura da Primeira Camada	0,2 mm
	Largura de extrusão	0,4 mm
Paredes	Espessura da Parede	1,2 mm
Superior/Inferior	Espessura Superior/Inferior	0,8 mm
Preenchimento	Densidade do Preenchimento	10,0 %
	Distância da Linha do Preenchimento	9,6 mm
	Padrão do Preenchimento	Grade
	Espessura da Camada de Preenchimento	0,2 mm
Material	Temperatura de Impressão	180,0 °C
	Temperatura da Mesa de Impressão	60 °C
Velocidade	Velocidade de Impressão	60,0 mm/s
	Velocidade de Preenchimento	60,0 mm/s
	Velocidade da Parede	30,0 mm/s
	Velocidade do percurso	150,0 mm/s
Percurso	Retração	Habilitada
	Distância da Retração	7,0 mm
	Velocidade de Retração	70,0 mm/s
	Partes Impressas nas Viagens	Evitar
	Suportes no Percurso	Evitar
Suporte	Geração de Suporte	Ativada
	Tipo de Estrutura de Suporte	Árvore
	Colocação dos Suportes	Tocando a Mesa
	Ângulo para Caracterizar Seções Pendentes	55°
	Padrão de Suporte	Grade
	Densidade do Suporte	2,0 %
	Espessura da Camada do Preenchimento de Suporte	0,2 mm
Aderência à Mesa	Tipo de Aderência	Brim
	Largura do Brim	8,0 mm
	Contagem de Linhas do Brim	20

Fonte: O Autor (2025)

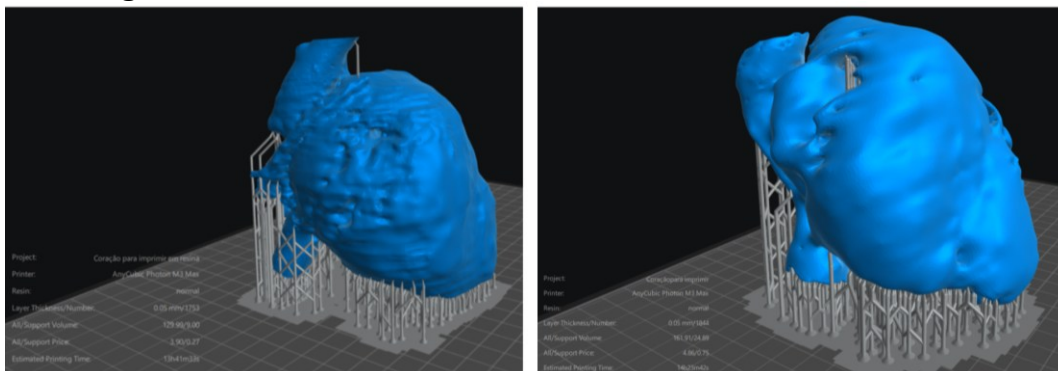
g) Planejamento de processo dos biomodelos impressos em resina

Além dos biomodelos bipartidos, foram também produzidos dois biomodelos integrais dos corações. Diferentemente dos anteriores, a impressão de um coração inteiro tem como finalidade a observação e estudo das estruturas externas do órgão

permitindo mais qualidade de impressão nos vasos da base e na conformação tridimensional cardíaca.

Os biomodelos que foram impressos em resina, por sua vez, também foram exportados em STL e importados ao *software* CHITUBOX versão 2.1.0, que permite realizar o planejamento do processo para impressoras de fotopolimerização em cuba com funções simples e intuitivas (Figura 18).

Figura 18: Forma final dos biomodelos no CHITUBOX 2.1.0



Fonte: O autor (2025)

Ao inserir o arquivo STL no *software*, foi utilizada a função de Auto Support para que as estruturas de suporte fossem colocadas automaticamente em ângulos de 45° e a configuração do suporte foi modificada para *Light*, de forma a facilitar o pós-processamento do biomodelo.

Nesse sentido, seguiu-se o mesmo procedimento de impressão proposto nos biomodelos em PLA onde se utilizou um perfil de impressão nativo do software para o fatiamento. Os parâmetros de impressão utilizados foram reunidos na Tabela 6.

Tabela 6: Parâmetros de impressão do biomodelo cardíaco em Resina

Parâmetro	Medida
Resolução	6480 x 3600 px
Altura da camada	0,050 mm
Camadas de base	9
Tempo de exposição	3,200 s
Atraso ao desligar UV	2,500 s
Velocidade de elevação inferior	60,00 + 180,00 mm/min
Velocidade de elevação	45,00 + 180,00 mm/min
Velocidade de retração inferior	180,00 + 60,00 mm/min
Velocidade de retração	180 + 45,00 mm/min
Distância de retração	6,00 + 6,00 mm

Fonte: O Autor (2025)

h) Fabricação dos biomodelos

Após o planejamento do processo, o arquivo foi exportado em formato gcode para o reconhecimento na impressora Biqu® B1 em PLA.

De forma a otimizar o processo de fabricação, os ápices e bases foram impressos juntos.

A impressão dos ápices levou 10 horas e 30 minutos para ser finalizada e, após a retirada das peças da impressora os biomodelos passaram por um pós-processamento onde se retirou as estruturas de suporte externas e internas.

Da mesma maneira as bases passaram pelo planejamento e fabricação na mesma impressora. A impressão das partes durou 1 dia e 5 minutos até a finalização e, nestas partes o trabalho de pós-processamento foi maior em razão da estrutura menos uniforme dos vasos da base que continha algumas estruturas de suporte delicadas para a retirada.

A produção dos biomodelos em resina foi feita na impressora AnyCubic Photon M3 Max no processo VPP com resina comum bege (Tabela 7). Ao todo, foram necessárias 13 horas e 41 minutos para a completa impressão do biomodelo da raça Beagle e 14 horas e 23 minutos para a impressão do biomodelo de Buldogue.

Após este período, eles foram levados a uma câmara de secagem onde foi feito o pós-processamento.

Tabela 7: Especificações da resina utilizada para impressão em VPP

Característica	Parâmetro
Solidificação por comprimento de onda	400-410 nm
Dureza Shore D	79
Viscosidade (25°C)	552 mpa.s
Densidade em estado líquido	1,100 g/cm ³
Densidade em estado sólido	1,184 g/cm ³
Resistencia à tração	23,4 Mpa
Deformação até a ruptura	14,2%

Fonte: O autor (2025)

3.1.5 Considerações éticas

A utilização das imagens e a pesquisa por meio do questionário foi autorizada pelo Comitê de Ética e Pesquisa (CEP), da Universidade Federal do Paraná, com número de aprovação 69288423.7.0000.0102.

3.1.6 Avaliação e análise estatística

A avaliação dos biomodelos cardíacos foi realizada por meio de uma abordagem sistemática que envolveu a aplicação de questionários (Apêndice A), a especialistas da área veterinária e engenharia.

O objetivo desta avaliação foi verificar a precisão anatômica dos modelos, a clareza das estruturas representadas e a aplicabilidade dos biomodelos no contexto educacional.

Para a coleta de dados, foram elaborados dois questionários composto por 12 itens direcionado a um grupo de engenheiros especialistas em fabricação de modelos por AM, e um grupo de médicos veterinários generalistas e especialistas em cardiologia de uma clínica especializada no atendimento e diagnóstico cardiológico de animais domésticos localizada na cidade de Curitiba/PR (Quadro 3), dividido em duas seções com seis perguntas sobre os biomodelos impressos em PLA e seis perguntas sobre os biomodelos impressos em resina.

Todas as perguntas eram respondidas em escala Likert de cinco pontos, permitindo que os avaliadores indicassem seu nível de concordância com as afirmações apresentadas.

A seleção dos participantes foi realizada com base em critérios como experiência na área, conhecimento das técnicas de impressão 3D e familiaridade com a anatomia do coração.

A coleta dos dados foi feita de forma presencial, com a entrega dos questionários e do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice B), em um ambiente controlado, onde os participantes puderam observar os modelos em questão. Os resultados foram registrados e, posteriormente, analisados estatisticamente para identificar tendências e determinar a adequação dos modelos em relação aos critérios estabelecidos.

As perguntas direcionadas aos médicos veterinários se referiam a qualidade dos biomodelos focados na identificação de macroestruturas cardíacas e, considerando o seu foco para o ensino, a aplicabilidade no estudo da anatomia canina.

Quadro 3: Questões utilizadas para a avaliação dos biomodelos por parte dos médicos veterinários

	PLA	Resina
Médicos Veterinários	É possível ver as diferenças na espessura do miocárdio?	A disposição da artéria aorta é condizente com o de um coração verdadeiro?
	O biomodelo serve como ferramenta de ensino de anatomia?	É possível observar os principais vasos da base?
	O biomodelo apresenta detalhes anatômicos precisos e fiéis à estrutura real do coração canino?	O biomodelo apresenta detalhes anatômicos precisos e fiéis à estrutura real do coração canino?
	O material utilizado para a produção do modelo é agradável para o estudo?	O tamanho do modelo é proporcional ao de um coração real da espécie selecionada? (beagle/bulldogue inglês)
	A estrutura dividida ao meio ajuda na observação interna?	O peso do biomodelo é ideal para o estudo por estudantes de graduação e pós-graduação?
	O peso do modelo é adequado à sua utilização?	O material é adequado quanto à percepção tátil do biomodelo?

Fonte: O autor (2025)

Questões específicas abordaram aspectos como a fidelidade das câmaras cardíacas, a visualização dos grandes vasos, e as diferenças entre as espessuras dos ventrículos direito e esquerdo.

Da mesma maneira, o outro questionário foi desenvolvido e aplicado a engenheiros com conhecimento de AM. A este grupo de participantes, o objetivo foi perguntar sobre a qualidade técnica de impressão, resistência ao manuseio e reprodutibilidade (Quadro 4).

Quadro 4: Questões utilizadas para a avaliação dos biomodelos por parte dos engenheiros

	PLA	Resina
Engenheiros	A impressão em PLA demonstra boa adesão entre as camadas do modelo.	A impressão em resina demonstra boa cura e solidificação do material.
	O modelo impresso em PLA apresenta dimensões precisas e boa resolução de detalhes.	O modelo impresso em resina apresenta alta resolução e reprodução de detalhes finos.
	A superfície do modelo impresso em PLA possui bom acabamento, com poucas imperfeições.	A superfície do modelo impresso em resina possui bom acabamento, sem imperfeições visíveis.
	O PLA foi uma boa escolha de material para a impressão deste modelo.	A resina foi uma boa escolha de material para a impressão deste modelo.
	O modelo impresso em PLA apresenta boa resistência ao manuseio.	O modelo impresso em resina mantém suas dimensões e forma após a impressão.
	A impressão em PLA facilita a reprodução de modelos complexos em escala.	A impressão em resina permite a produção de modelos com geometria complexa e alta qualidade.
	O peso do modelo é adequado à sua utilização?	O peso do biomodelo é ideal para o estudo por estudantes de graduação e pós-graduação?

Fonte: O autor (2025)

Para a análise estatística dos resultados foram feitos estudos de estatística descritiva, avaliação de cada uma das respostas, cálculo das medianas, quartis, modas e análise de correspondência múltipla para avaliar no *software* estatístico R.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1.1 Desenvolvimento da metodologia de renderização dos corações caninos

Os principais resultados desta pesquisa foram as fabricações dos biomodelos caninos e o desenvolvimento de um protocolo com o objetivo de padronizar um método que, geralmente, é feito de forma empírica. Esse protocolo (Apêndice C) foi construído com base na abordagem DSR, escolhida por permitir a criação de um protocolo a partir de ciclos iterativos, com testes, ajustes e validações em cada etapa.

A DSR, ao propor um ciclo iterativo de desenvolvimento, avaliação e refinamento de artefatos, permitiu não apenas a construção dos modelos físicos, mas o aperfeiçoamento do próprio método de fabricação. Com isso, a metodologia adotada não se restringiu ao processo técnico de impressão, mas estruturou um sistema completo de produção, desde o processamento das imagens médicas até a avaliação funcional dos biomodelos impressos.

Ao longo da pesquisa, foram realizadas seis etapas que envolveram sucessivos ciclos de tentativa, erro e refinamento. As duas primeiras foram concentradas na fase de seleção, segmentação e reconstrução tridimensional do coração a partir de tomografias computadorizadas (DICOM). Essa etapa revelou-se a mais crítica do protocolo, uma vez que erros na escolha das janelas de densidade em Hounsfield e na aplicação das máscaras podiam comprometer a representação anatômica do coração.

Inicialmente, ao aplicar configurações padrão do software Mimics, as malhas geradas apresentavam seleção inadequada das estruturas cardíacas, com inclusão de tecidos adjacentes ou ausência de cavidades internas.

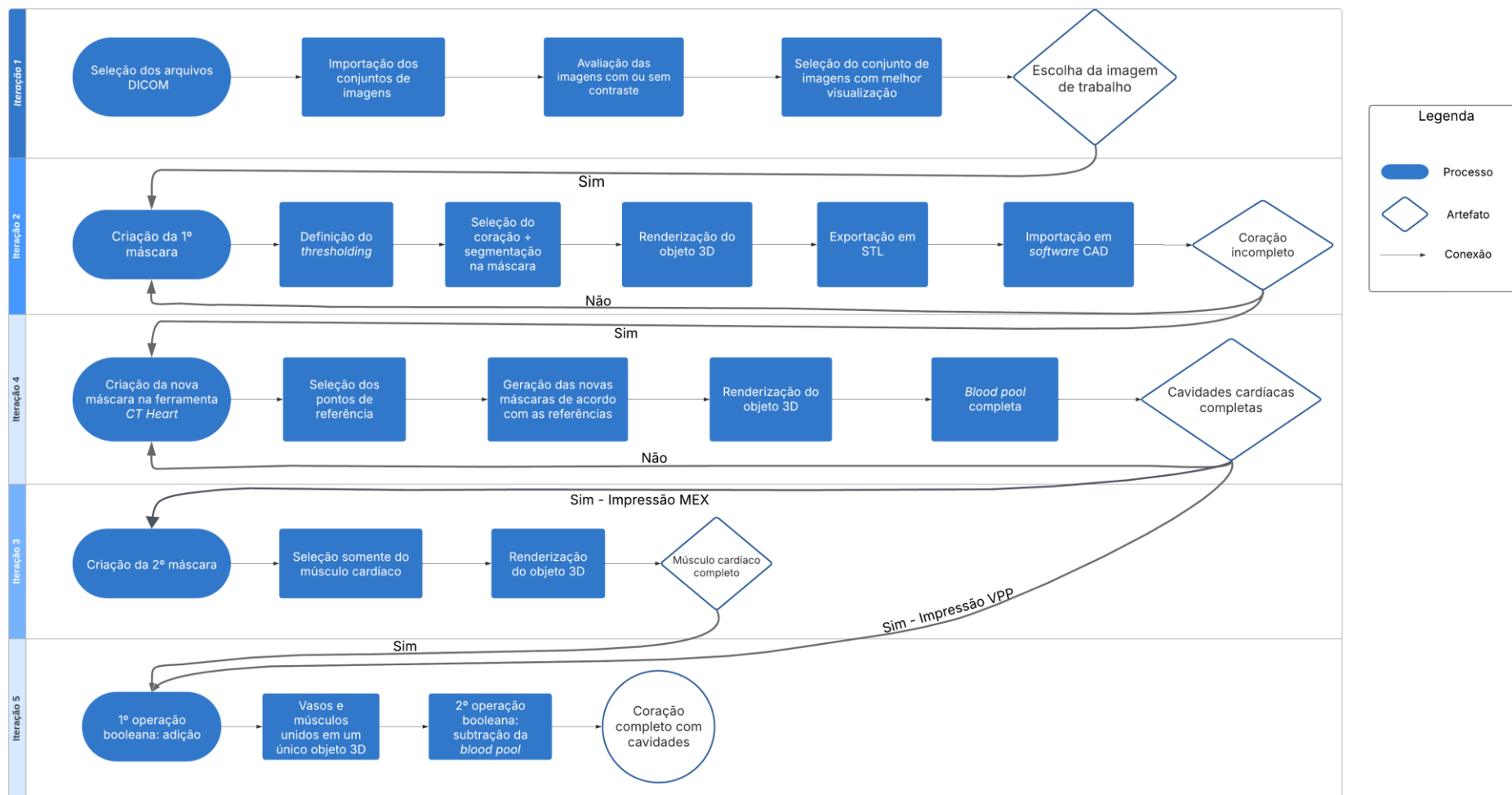
Para solucionar esse problema foram incorporadas técnicas de segmentação como a utilização do módulo “*CT Heart*” que permite o mapeamento detalhado de estruturas internas por meio da aplicação de *seed points* nas câmaras cardíacas e grandes vasos para a geração da *blood pool* que permitiu a reconstrução apenas das cavidades internas preenchidas com sangue e, posteriormente, foi combinada à seleção do músculo cardíaco para compor um modelo anatômico completo. Esta união, realizada por meio de operações booleanas, resultou em modelos anatômicos completos, com cavidades internas e parede, o que é fundamental para o uso educacional dos biomodelos.

O refinamento dos arquivos para impressão foi realizado no *software* Meshmixer, onde as malhas 3D foram corrigidas por meio de ajustes de espessura, suavização de superfícies e definições de cortes anatômicos didáticos. Essas intervenções foram essenciais para garantir que o biomodelo impresso mantivesse a integridade estrutural sem comprometer a representação das macroestruturas cardíacas. Além disso, foram realizados testes com e sem suportes, bem como simulações de seccionamento, para avaliar a melhor forma de exposição das estruturas internas sem falhas estruturais ou distorções.

Após a edição das malhas 3D, iniciou-se a etapa de planejamento da impressão e a escolha das tecnologias de manufatura aditiva. A proposta metodológica buscou atender tanto às demandas de fidelidade anatômica quanto de viabilidade técnica e econômica. Para isso, foram selecionadas duas tecnologias complementares: a extrusão de material (MEX) e fotopolimerização em cuba (VPP). A MEX se mostrou eficaz na criação de modelos robustos, de baixo custo e rápida produção, ideal para manuseio em ambientes educacionais. Já a VPP, embora mais custosa, ofereceu níveis superiores de detalhamento e resolução. Ao se utilizar dois princípios de fabricação diferentes, os resultados fortaleceram a proposta, tornando o protocolo mais versátil e aplicável a diferentes contextos de ensino.

De forma a tornar visível as etapas do processo, foi criado um fluxograma das iterações até a impressão dos biomodelos. Este fluxograma se constitui como um guia reprodutível para pesquisadores, docentes e técnicos que desejem replicar o protocolo (Figura 19).

Figura 19: Fluxograma para a geração de um biomodelo cardíaco canino



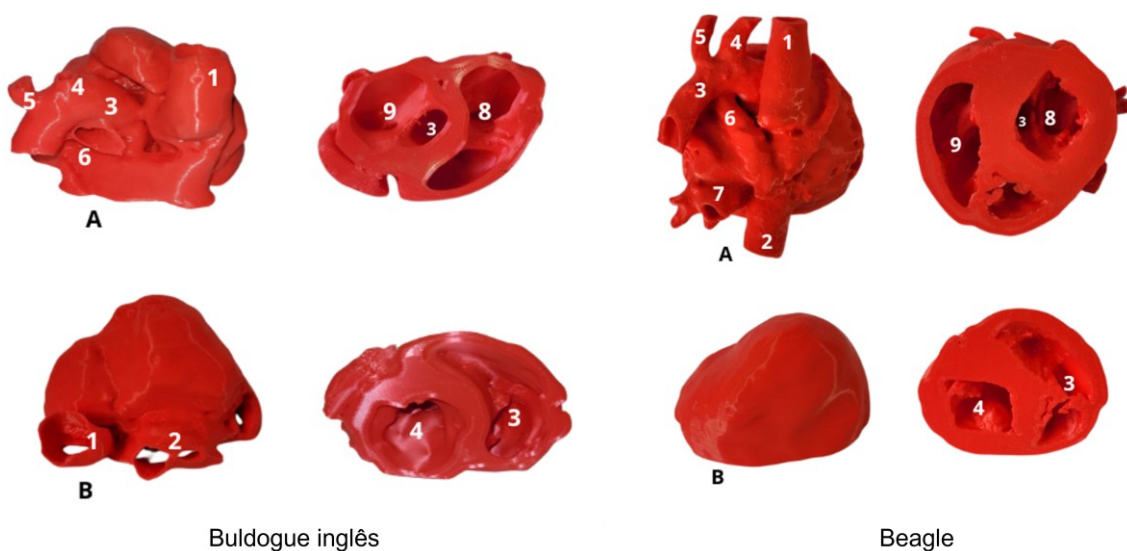
Fonte: O Autor (2025)

4.1.2 Biomodelos impressos em PLA

Os pares de coração produzidos em PLA (Figura 20), representam a anatomia básica cardíaca segundo o que foi proposto na criação deste protocolo inicialmente.

A criação de estruturas de suporte aconteceu de maneira equilibrada sem perturbar a morfologia cardíaca do estudo ou gerar alterações estruturais que comprometessem a observação das estruturas desejadas. As divisões do coração na altura do septo atrioventricular formaram duas partes dependentes entre si, mas que possuem estruturas complexas de forma independente.

Figura 20: Corações impressos em PLA indicando as principais estruturas anatômicas.



Fonte: O autor (2025)

Legenda: As letras indicam as seguintes estruturas: A – Base, A1 – Veia cava cranial, A2 – Veia cava caudal, A3 – Aorta, A4 – Artéria subclávia direita, A5 – Artéria subclávia esquerda, A6 – Artéria pulmonar esquerda, A7 – Veias pulmonares, A8 – Átrio direito, A9 – Átrio esquerdo; B – Ápice; B1 - Veia cava caudal, B2- Veias pulmonares, B3 – Ventrículo direito, B4 – Ventrículo esquerdo

Na base de ambos os corações foi possível identificar os principais vasos da base como a Artéria aorta, Veia cava cranial, Tronco braquicefálico e Tronco pulmonar.

É importante relatar que as morfologias dos corações do Beagle e do Buldogue diferem consideravelmente. Enquanto a primeira é mais próxima a um coração humano, a segunda tem um aspecto achatado por conta da anatomia do tórax

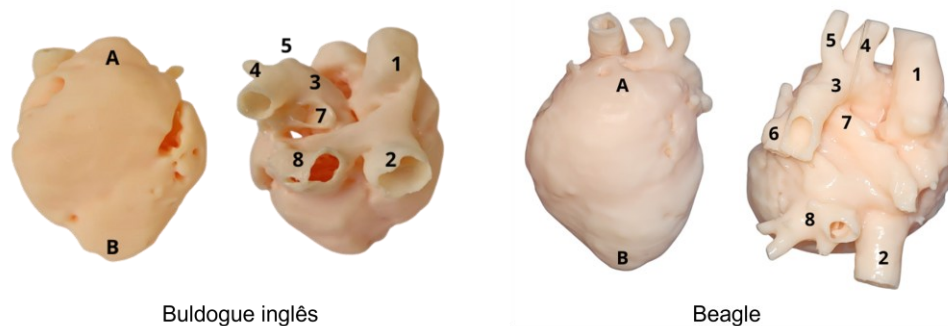
do cão. Portanto, os vasos da base do Beagle são menores e mais delgados enquanto no Buldogue possuem um aspecto maior.

Os ápices também possuem aspecto diferentes quando comparados entre as raças. O ápice do Beagle é mais afilado e a diferença entre a espessura do músculo cardíaco entre os ventrículos é expressiva. Enquanto isso, o ápice do Buldogue é achatado laterolateralmente, o que dificultou o corte no septo atrioventricular sem incluir parte do tronco pulmonar. Portanto, para manter a integridade do tronco pulmonar foi escolhido um ângulo de corte para manter o tronco pulmonar e a veia cava inferior completos no ápice.

4.1.3 Biomodelos impressos em resina

Os biomodelos impressos em resina (Figura 21), também apresentaram boa qualidade estrutural e morfológica. Ao serem impressos em sua totalidade, o biomodelo permite o estudo da estrutura externa do coração com fidelidade.

Figura 21: Corações impressos em resina indicando as principais estruturas anatômicas.



Fonte: O autor (2025)

Legenda: As letras indicam as seguintes estruturas: A – Base, B – Ápice; 1 – Veia cava cranial, 2 – Veia cava caudal, 3 – Aorta, 4 – Artéria subclávia direita, 5 – Artéria subclávia esquerda, 6 – Artéria pulmonar esquerda, 7 – Artéria pulmonar direita, 8 – Veias pulmonares.

O coração impresso em resina conferiu maior suavidade ao toque quando comparado com os biomodelos impressos em PLA. As mesmas estruturas dos grandes vasos estão presentes e, por ser um biomodelo completo, permite a observação da sua totalidade como são apresentados em atlas de anatomia.

Durante a etapa de refinamento, foi necessário acrescentar em ambos os corações furos de modo que a resina presente nas cavidades internas pudesse sair ao longo do processo de impressão, uma vez que as cavidades cardíacas prendiam o material após a impressão e o biomodelo ficava com a resina ainda em estado líquido e se tornava mais pesado para a utilização.

4.1.4 Dificuldades e benefícios na fabricação dos corações

Benefícios/aplicação: A fabricação destes corações teve como objetivo geral a usabilidade em aulas de anatomia para estudantes da graduação que precisam aprender de forma macroscópica sobre o coração e, assim como observado por Petersson et al. (2009), o aprendizado de anatomia sem cadáveres utilizando peças anatômicas fabricadas em 3D pode ser uma alternativa funcional e intuitiva para que ainda se use dos sentidos, principalmente tátil, para consolidar o aprendizado quanto ao tamanho do órgão e características que podem variar anatomicamente entre indivíduos.

Benefícios/aplicação: Considerando que o tempo de fabricação foi relativamente rápido, em média de 15 horas de impressão, mesmo que o coração ainda passe por um pós-processamento, é possível que um docente de cursos de graduação consiga preparar o material em questão de dias antes da sua aula desde que tenha capacitação e acesso às tecnologias.

Benefícios/aplicação: Outro benefício importante é a capacidade do biomodelo impresso ser paciente específico, neste caso dos cães Beagle e Buldogue inglês. Em casos de ensino aplicado de anatomia, é possível, a partir de TCs de corações com patologias macroscopicamente importantes, tais quais estenose aórtica e pulmonar, persistência do ducto arterioso e má formação nos septos que separam as câmaras cardíacas, serem estudadas sem a necessidade da dissecação de um animal.

Dificuldades: Uma das dificuldades de se produzir um modelo anatomicamente específico, como o coração inteiro, é o tamanho da mesa de impressão que, a depender da impressora, não comporta o tamanho do órgão, assim como a quantidade de estruturas de suporte que são criadas para que o modelo possa ser fabricado sem erros.

Outra dificuldade foi encontrar um padrão de máscaras do próprio *software* para identificar algumas estruturas difíceis de serem observadas, como os átrios, por exemplo, foi uma tarefa que demandou mais tempo. E para resolver esse problema, foram criadas diversas máscaras com cores diferentes para poder observar estruturas mais escuras e mais claras com facilidade.

Ainda nesse sentido, é possível observar que o custo para produzir um biomodelo a partir de TC, está atrelado aos materiais como às horas técnicas para produzi-lo. Os biomodelos impressos em PLA possuem um custo de fabricação menor quando são comparados com os de resina, uma vez que a resina é mais cara e as impressoras também possuem custo maior.

Um dos fatores que pode alterar a fabricação é o tempo de renderização da malha 3D dos arquivos DICOM. Esta etapa pode variar dependendo do *software* utilizado, das configurações do computador e, mais importante, da experiência do usuário com imagens médicas 2D.

A falta de contraste também é uma característica que não impede que o modelo seja fabricado, mas dificulta a seleção das regiões de interesse e aumenta o tempo de produção (Quadro 5).

Outra dificuldade foi encontrar um padrão de máscaras do próprio *software* para identificar algumas estruturas de difícil observação, como as aurículas, por exemplo. Para resolver este problema foram criadas diversas máscaras com cores distintas de forma a observar estruturas mais escuras e claras com facilidade.

Quadro 5: Resolução dos problemas encontrados durante o desenvolvimento dos biomodelos

Dificuldades	Resolução
Conjunto de imagens com muitos <i>phantoms</i> e sem contraste.	Escolha de um conjunto de dados que possua maior resolução na captura e que, de preferência, tenha sido capturada durante a infusão de contraste.
Dificuldade em identificar o início e fim das principais estruturas morfológicas.	Na ferramenta <i>CT Heart</i> , aplicar o maior número de <i>seed points</i> quantos forem possíveis para que o <i>software</i> entenda onde está o início e o fim de cada uma das regiões.
Regiões escuras ou de difícil identificação por conta do brilho ou contraste do <i>software</i> .	Criar novas máscaras com cores diferentes que evidenciem regiões mais escuras. Máscaras amarelas e azuis apresentam maior brilho em estruturas de difícil identificação.
Presença de estruturas adjacentes com densidades semelhantes ao renderizar o modelo tridimensional.	Utilização de ferramentas de seleção manual na aba segment → Multiple Slice Edit e excluir estruturas que não pertencem ao coração.
Superfície muito rugosa ao finalizar a renderização 3D do arquivo.	Utilização de <i>software</i> CAD para suavizar e corrigir a malha.
Muitos triângulos irregulares na malha e espaços abertos dentro do coração, onde não é possível acessar sem cortar o modelo.	Alguns <i>softwares</i> possuem a função de corrigir automaticamente erros da malha relacionados aos triângulos irregulares. Cortes no biomodelo não alteram a morfologia do órgão, tornando mais fácil de se observar onde há erros e corrigí-los.

Fonte: O autor (2025)

4.2 Avaliação dos biomodelos impressos por extrusão de material

4.2.1 Perspectiva dos médicos veterinários

A aplicação de questionários (Tabela 8) a 6 médicos veterinários cardiologistas focou na precisão anatômica e no valor educacional de biomodelos cardíacos caninos. O objetivo principal foi determinar se esses modelos reproduzem fielmente as estruturas anatômicas e, conseqüentemente, podem ser utilizados como instrumentos de ensino.

Tabela 8: Perguntas sobre o biomodelo em PLA para os médicos veterinários

	Questão	Mediana	Moda	AIQ
P1	É possível ver as diferenças na espessura do miocárdio?	4-5	4 e 5	1
P2	O biomodelo serve como ferramenta de ensino de anatomia?	4-5	4 e 5	1
P3	O biomodelo apresenta detalhes anatômicos precisos e fiéis à estrutura real do coração canino?	2-4	3 e 4	2
P4	O material utilizado para a produção do modelo é agradável para o estudo?	4-5	5	2
P5	A estrutura dividida ao meio ajuda na observação interna?	3-4	3	2
P6	O peso do modelo é adequado à sua utilização?	4-5	5	2

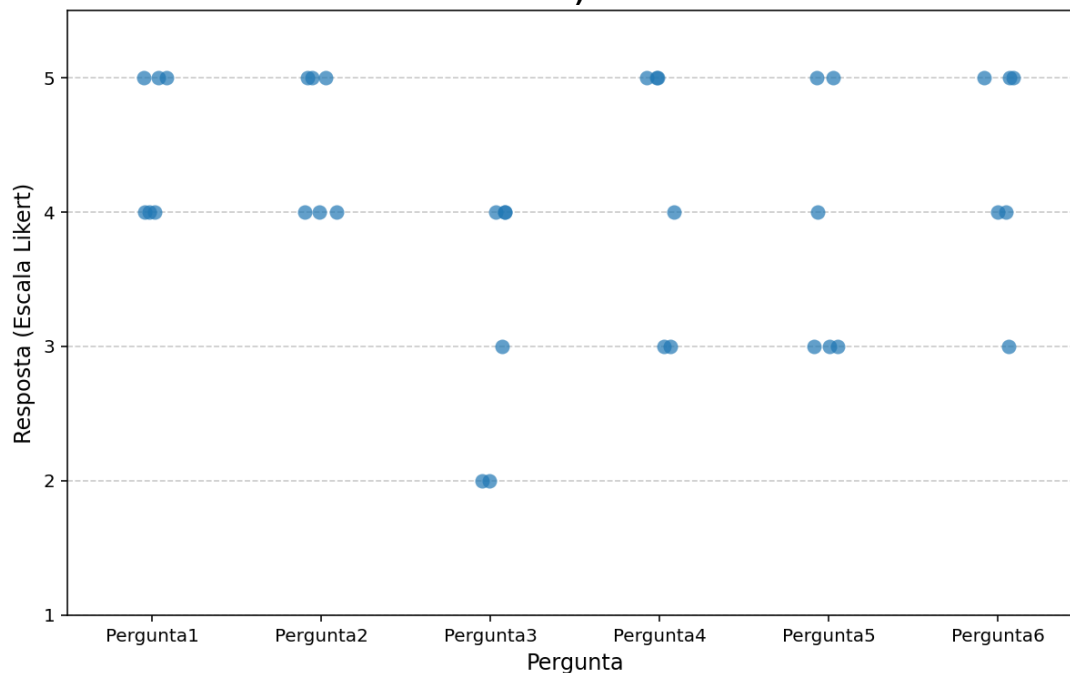
Fonte: O autor (2025)

A análise das frequências de resposta revelou uma tendência geral para avaliações positivas, com as opções "Concordo" e "Concordo Totalmente" (valores 4 e 5 na escala Likert) sendo as mais comuns.

As medianas, situadas predominantemente entre 4 e 5 para a maioria das questões, confirmam essa inclinação, indicando que, em média, os cardiologistas tendem a avaliar favoravelmente os biomodelos em PLA. As modas, frequentemente com distribuição bimodal (4 e 5) ou concentradas no valor 5, reforçam a percepção de um consenso quanto à utilidade dos modelos (Figura 22).

A Amplitude Interquartil (AIQ) foi essencial para entender a dispersão das opiniões dos cardiologistas. Uma AIQ baixa indica alta concordância entre os participantes, enquanto uma AIQ alta sugere maior variabilidade nas respostas. Observou-se AIQ igual a 1 nas questões sobre a visualização das diferenças na espessura do miocárdio (P1) e a utilidade do biomodelo como ferramenta de ensino (P2), sinalizando consenso considerável entre os participantes nesses aspectos. Em contraste, as questões sobre a precisão dos detalhes anatômicos (P3) e a agradabilidade do material utilizado (P4) apresentaram AIQs de valor 2, revelando maior divergência de opiniões.

Figura 22: Dispersão das respostas dos cardiologistas por pergunta (modelo PLA)



Fonte: O autor (2025)

A comparação entre as questões com maior e menor consenso revelou que as questões 1, 2 e 6 refletem uma avaliação mais consensual. A utilidade dos biomodelos para o ensino e a visualização das estruturas parecem ser os pontos fortes dos biomodelos seccionados impressos em PLA.

A alta concordância nestes pontos é um resultado significativo. A capacidade de discernir claramente a diferença de espessura entre os ventrículos direito e esquerdo é um dos objetivos pedagógicos fundamentais no estudo da morfologia cardíaca. O fato de o modelo em PLA ter representado essa característica de forma consistente para todos os avaliadores atesta o sucesso do protocolo de segmentação e impressão. Da mesma forma, o consenso sobre a utilidade geral do biomodelo para o ensino (P2) reforça o objetivo primário da pesquisa, indicando que o artefato produzido é, de fato, uma solução eficaz para o problema proposto.

Em contrapartida, a análise revelou uma maior variabilidade nas respostas (AIQ = 2) para questões relacionadas à precisão de detalhes finos (P3), à percepção tátil do material (P4) e à eficácia do design seccionado (P5). Essas divergências são igualmente informativas, pois apontam para as limitações inatas da MEX com PLA para esta aplicação específica.

Ainda assim, a P4 e P5 ainda tendem a ter resultados entre neutro e concordância (moda 3). A percepção tátil é altamente subjetiva. Enquanto alguns profissionais podem considerar a rigidez e o peso do PLA adequados para um modelo de estudo, outros podem sentir que a falta de semelhança com o tecido biológico real compromete a experiência de aprendizado. Isso destaca que a escolha do material impacta não apenas a precisão geométrica, mas também a experiência do usuário.

Dito isto, a análise multivariada, por meio da matriz de similaridade (Figura 23) e do dendrograma (Figura 24), permitiu uma compreensão mais profunda das relações entre os avaliadores. A análise da matriz de similaridade, baseada na distância Manhattan, quantificou a similaridade entre as respostas dos cardiologistas, revelando perfis distintos dentro do grupo. Distâncias menores indicam maior similaridade, enquanto distâncias maiores revelam divergências entre os respondentes.

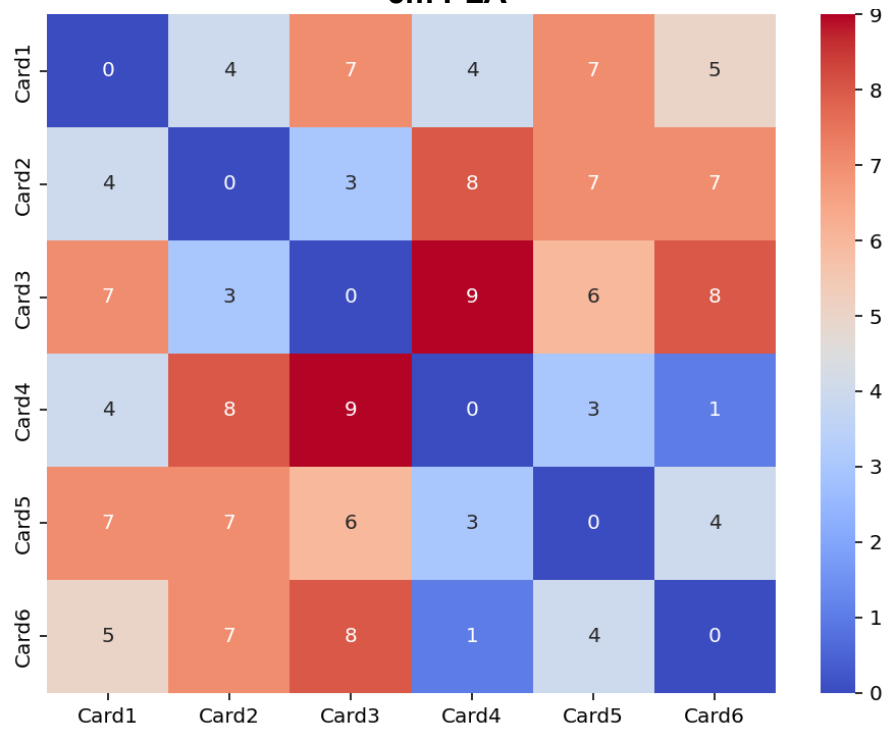
Complementando a análise, o dendrograma é um recurso visual que organiza os avaliadores no eixo horizontal, enquanto o eixo vertical representa a distância ou dissimilaridade entre eles. Uniões que ocorrem em uma altura (distância) menor no gráfico indicam uma maior similaridade entre os indivíduos ou grupos que estão sendo unidos.

Foi possível observar que o cardiologista 4 (Card4) apresenta respostas mais próximas de Card6 e Card5, que sugere um alinhamento nas percepções. Porém, Card3 demonstra distâncias elevadas em relação aos outros cardiologistas, exceto Card2, indicando avaliações divergentes. Essa divergência pode ser atribuída a diferentes critérios de avaliação ou níveis de experiência e formação (Figura 23).

Um possível agrupamento inicial, baseado na matriz de similaridade e no dendrograma, sugere a formação de um primeiro grupo composto por Card4, Card5 e Card6, com respostas mais alinhadas e em consenso. Card2 e Card3 formam outro grupo, com opiniões relativamente similares entre si, mas distintas dos demais. Card3, especificamente, apresenta as maiores distâncias em relação a quase todos os outros avaliadores. Card1 não se associa claramente a nenhum dos grupos, indicando uma posição intermediária nas respostas.

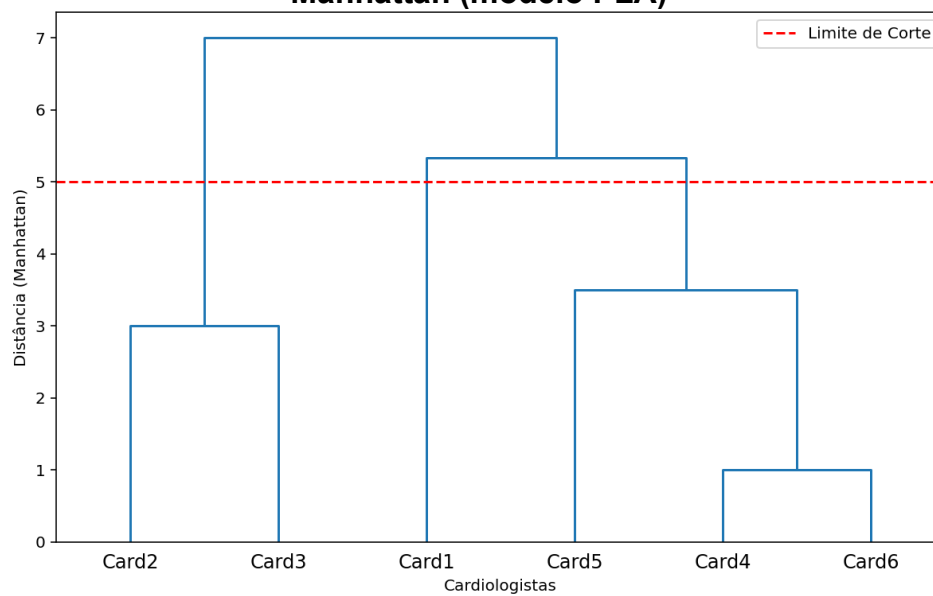
A análise do dendrograma (Figura 24), corrobora essa interpretação, visualizando a formação de clusters com base nas distâncias entre as respostas.

Figura 23: Matriz de similaridade dos cardiologistas quanto ao par impresso em PLA



Fonte: O autor (2025)

Figura 24: Dendrograma da avaliação dos cardiologistas sobre a distância Manhattan (modelo PLA)



Fonte: O autor (2025)

4.2.2 Perspectiva dos engenheiros

A avaliação realizada pelos engenheiros dos modelos impressos em PLA revelou uma inclinação geral para o positivo. As perguntas (Tabela 9) foram criadas com foco na qualidade técnica dos biomodelos.

Tabela 9: Perguntas sobre o biomodelo PLA para os engenheiros

	Questão	Mediana	Moda	AIQ
P1	O peso do modelo é adequado à sua utilização?	4	4	1
P2	A impressão em PLA demonstra boa adesão entre as camadas do modelo.	4	4	2
P3	O modelo impresso em PLA apresenta dimensões precisas e boa resolução de detalhes.	4	4	2
P4	A superfície do modelo impresso em PLA possui bom acabamento, com poucas imperfeições.	4	4 e 5	2
P5	O PLA foi uma boa escolha de material para a impressão deste modelo.	5	5	1
P6	O modelo impresso em PLA apresenta boa resistência ao manuseio.	5	5	0
P7	A impressão em PLA facilita a reprodução de modelos complexos em escala.	5	5	0

Fonte: O autor (2025)

A análise das respostas indicou que a maioria dos participantes considera os modelos impressos por MEX como eficientes e de bom padrão. A análise revelou um consenso absoluto com AIQ igual a 0 em duas questões que abordam sobre a reprodutibilidade e a utilização dos biomodelos.

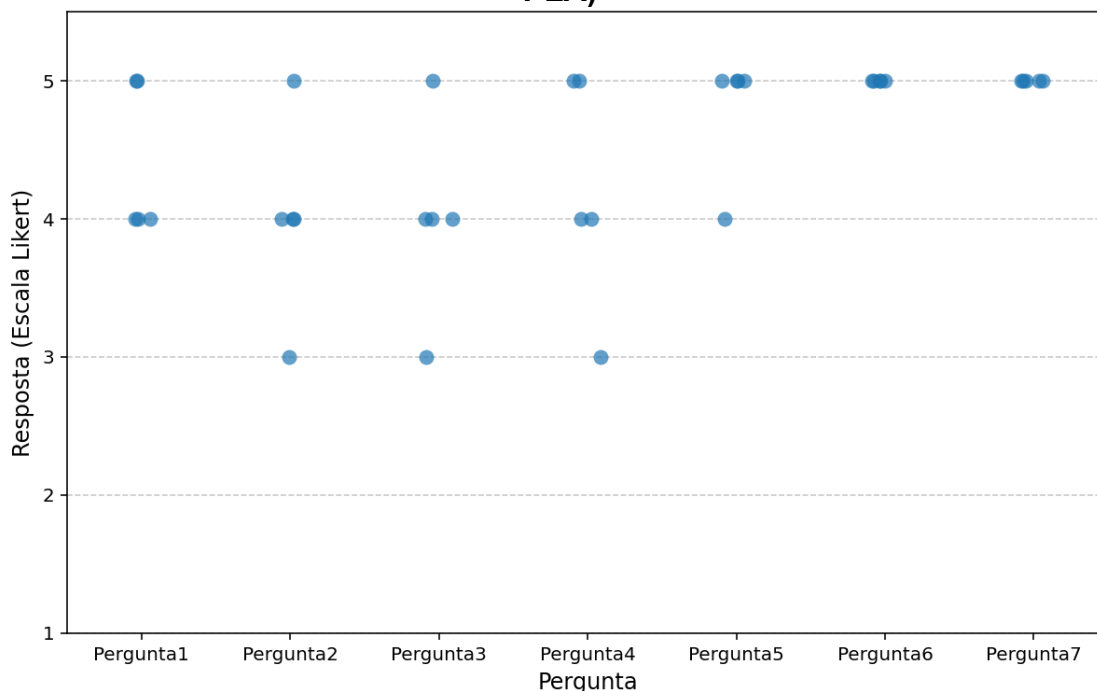
Este resultado confirma que o protocolo e a escolha da tecnologia MEX com PLA são adequados para um dos principais objetivos do projeto: permitir que instituições de ensino produzam seus próprios materiais didáticos de forma acessível e consistente. Além disso, a concordância sobre o peso do modelo (P7) e sua excelente resistência ao manuseio (P5 com AIQ 1) atesta que o resultado não é apenas viável de produzir, mas também prático e durável para o uso repetido em um ambiente de laboratório.

As questões P2 e P3 possuem variabilidade nas respostas. A presença do efeito degrau de escada e uma resolução inerentemente inferior à de tecnologias

como a VPP são características do método. A dispersão nas notas (entre 3, 4 e 5) indica que os engenheiros aplicaram diferentes padrões de julgamento. Essa divergência pode ser comparada com a avaliação dos veterinários sobre os detalhes anatômicos, confirmando do ponto de vista técnico a origem dessa percepção.

A questão sobre a precisão e a resolução do modelo PLA apresentou uma mediana de 4.0 e uma moda de 4, com uma AIQ de 2, indicando uma maior diversidade de opiniões, embora ainda com uma predominância de avaliações positivas (Figura 25).

Figura 25: Dispersão de respostas dos engenheiros por pergunta (modelo PLA)

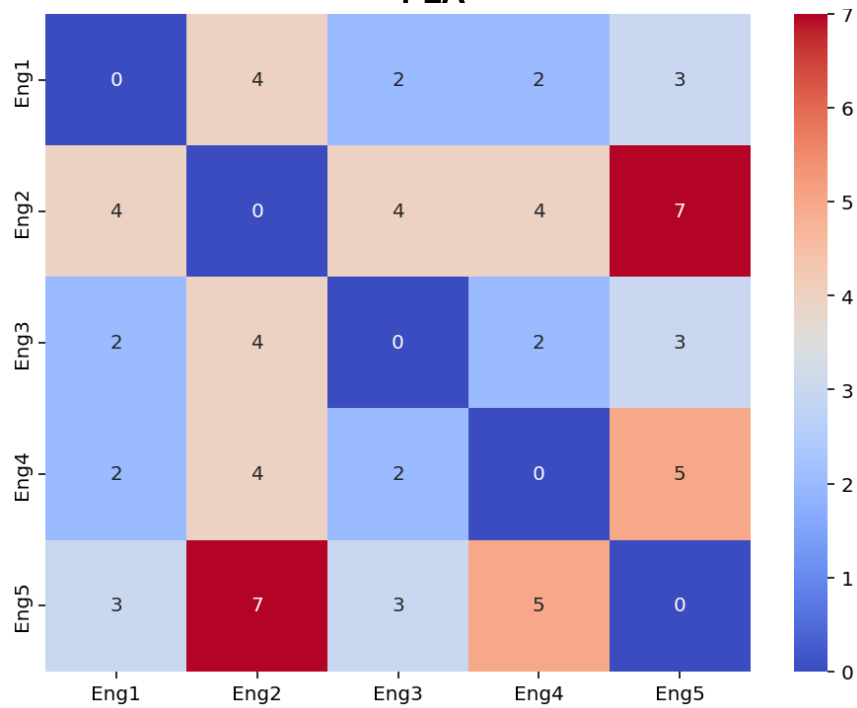


Fonte: O autor (2025)

A análise da matriz de similaridade (Figura 26) e do dendrograma (Figura 27), revelou que Eng1, Eng3 e Eng4 apresentaram a menor distância (2.0), o que indica um alinhamento em suas avaliações. Este grupo formou um cluster coeso, com distâncias de similaridade muito baixas entre si demonstrando concordância nas opiniões.

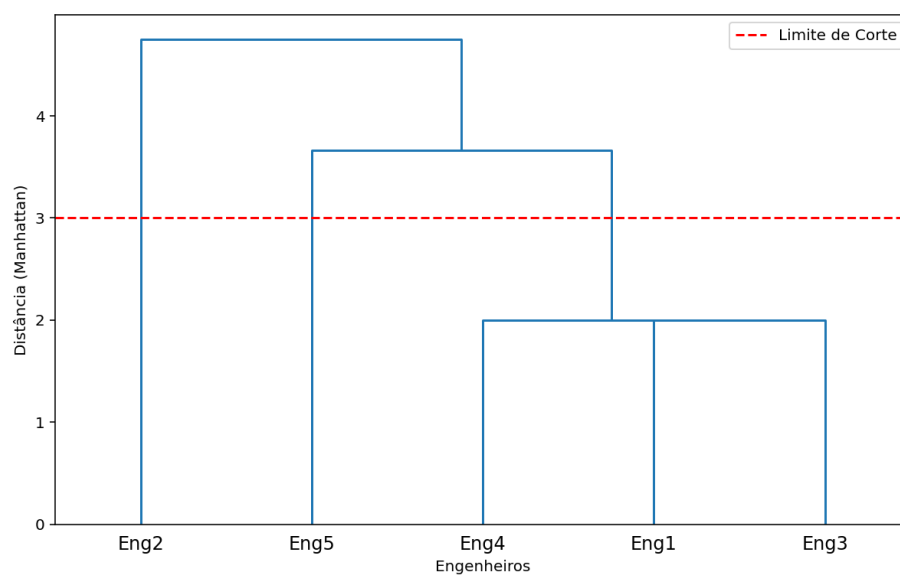
Por outro lado, Eng2 e Eng5 mostraram a maior divergência, com uma distância de 7.0, o que sugere que suas percepções sobre os modelos de PLA são substancialmente diferentes e fazendo com que o Eng2 se distancie no dendrograma dos demais.

Figura 26: Matriz de similaridade dos engenheiros quanto ao par impresso em PLA



Fonte: O autor (2025)

Figura 27: Dendrograma da avaliação dos engenheiros sobre a distância Manhattan (modelo PLA)



Fonte: O autor (2025)

4.3 Avaliação dos biomodelos impressos em resina

4.3.1 Perspectiva dos médicos veterinários

As respostas coletadas (Tabela 10) sobre o par impresso em resina mostram uma tendência para opiniões positivas, com as medianas e modas concentrados nas notas 4 e 5 da escala utilizada.

Tabela 10: Perguntas sobre o biomodelo em resina para os médicos veterinários

	Questão	Mediana	Moda	AIQ
P1	A disposição da artéria aorta é condizente com o de um coração verdadeiro?	4-5	4	1
P2	É possível observar os principais vasos da base?	5	5	1
P3	O biomodelo apresenta detalhes anatômicos precisos e fiéis à estrutura real do coração canino?	4	4	0
P4	O tamanho do modelo é proporcional ao de um coração real da espécie selecionada? (beagle/bulldogue inglês)	5	5	0
P5	O peso do biomodelo é ideal para o estudo por estudantes de graduação e pós-graduação?	4-5	5	2
P6	O material é adequado quanto à percepção tátil do biomodelo?	3	3	3

Fonte: O autor (2025)

As AIQs indicam um alto nível de concordância na precisão dos detalhes anatômicos (P3) e na adequação do tamanho do modelo (P4), apresentando AIQ igual a 0.

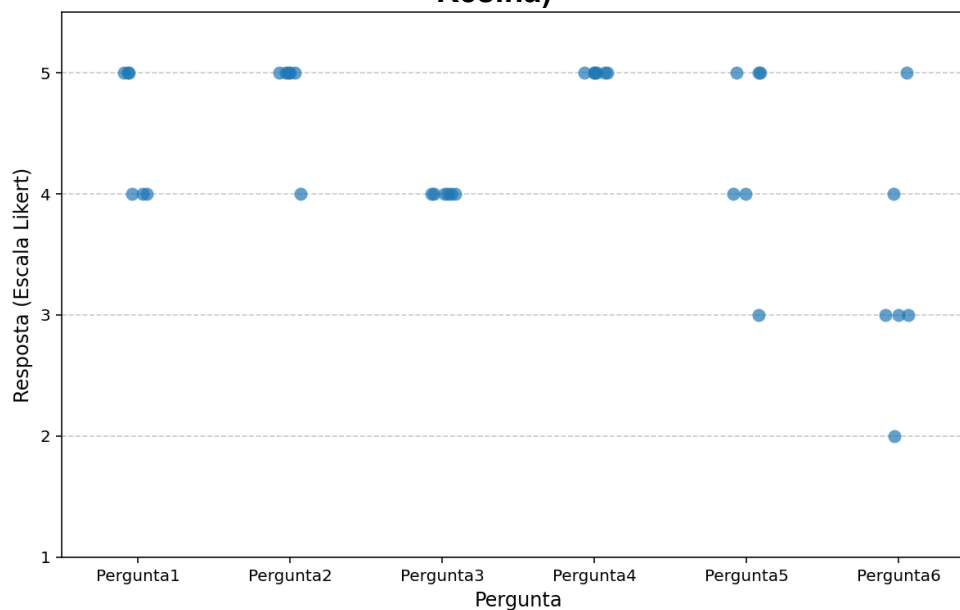
Este resultado contrasta fortemente com a maior dispersão de opiniões observada na avaliação sobre detalhes anatômicos para o modelo em PLA (AIQ de 2). Fica evidente que a alta resolução da tecnologia VPP foi capaz de reproduzir as geometrias complexas e os detalhes finos, como a vascularização na base do coração, com um nível de fidelidade maior que os biomodelos impressos em PLA. Isso

valida o protocolo de fabricação em resina como eficaz para criar réplicas anatomicamente fiéis.

A concordância também foi elevada na avaliação da disposição da artéria aorta (P1) e na visibilidade dos vasos da base (P2), com a maioria dos especialistas atribuindo a nota máxima.

A questão relacionada à qualidade tátil (P6) exibe uma maior variação nas respostas, com AIQs de 3 (Figura 28). Essa forte divergência expõe uma limitação intrínseca à técnica uma vez que a resina utilizada possui características táteis distantes das de um tecido biológico. Este resultado sugere que, embora o protocolo de fabricação seja adequado, a seleção de materiais avançados (como resinas flexíveis ou que simulem tecidos) seria um próximo passo crucial para o desenvolvimento de biomodelos ainda mais eficazes.

Figura 28: Dispersão de respostas dos cardiologistas por pergunta (modelo Resina)

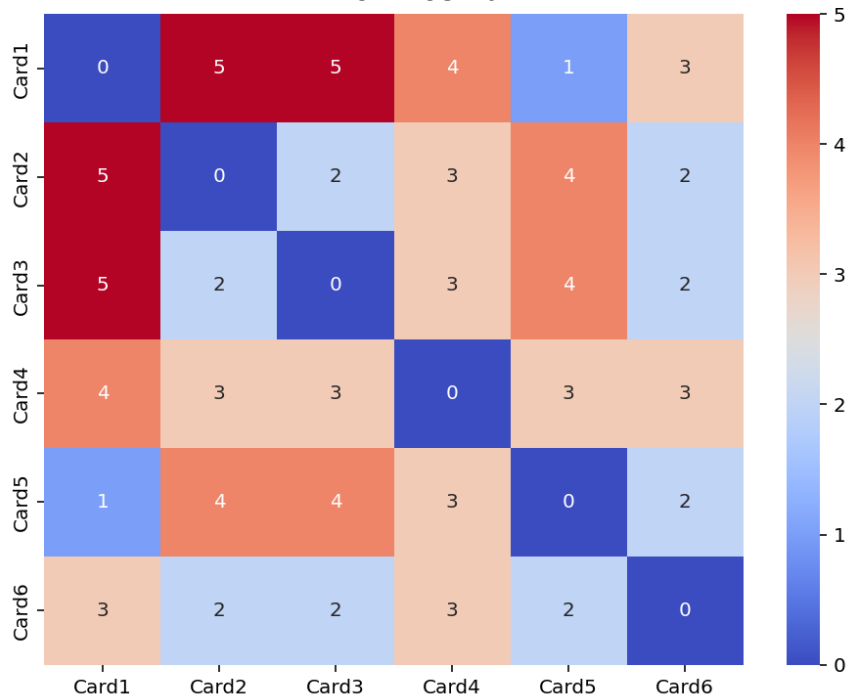


Fonte: O autor (2025)

A matriz de similaridade revelou distâncias Manhattan consideravelmente menores, com um valor máximo de 5.0, em contraste com o máximo de 9.0 para o PLA. Isso indica que os padrões de resposta dos especialistas foram muito mais homogêneos, um reflexo direto da qualidade superior e menos ambígua dos biomodelos em resina. No entanto, a análise demonstra que as avaliações de Card1 e Card5 apresentaram alta similaridade (distância de 1.0), indicando um alinhamento

em suas percepções. O mesmo acontece com Card 2 e Card3 e Card6, mas não com Card 4 (Figura 29).

Figura 29: Matriz de similaridade dos cardiologistas quanto ao par impresso em resina



Fonte: O autor (2025)

A baixa distância entre Card1 e Card5 pode ser um reflexo de uma abordagem semelhante na avaliação dos biomodelos, possivelmente decorrente de experiências comparáveis ou de critérios de avaliação mais próximos. A maior distância de Card6 em relação aos outros pode indicar uma postura mais crítica ou uma priorização diferente dos aspectos avaliados.

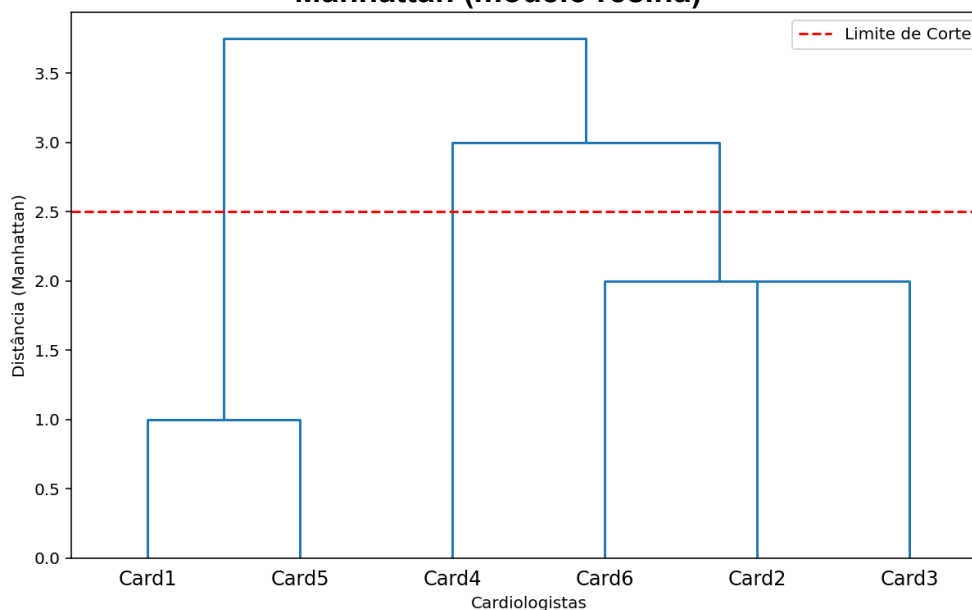
O dendrograma (Figura 30), construído a partir da matriz de similaridade, representa visualmente o agrupamento dos cardiologistas com base na semelhança de suas respostas. Um corte no dendrograma no nível de 2.5 sugere a formação de três subgrupos:

Grupo 1 (Card1 e Card5): Representam uma perspectiva alinhada e consistente, possivelmente refletindo uma abordagem similar na prática clínica e na avaliação de réplicas anatômicas.

Grupo 2 (Card2 e Card3): Compartilham uma percepção moderadamente semelhante, com critérios de avaliação alinhados em alguns aspectos, mas divergentes em outros.

Grupo 3 (Card4 e Card6): Apresentam uma maior divergência em relação aos demais participantes.

Figura 30: Dendrograma da avaliação dos cardiologistas sobre a distância Manhattan (modelo resina)



Fonte: O autor (2025)

A variabilidade nas avaliações da disposição da artéria aorta, da visualização dos vasos da base, da adequação do peso e da qualidade tátil pode ser um reflexo da natureza subjetiva desses aspectos. A percepção tátil, por exemplo, pode variar consideravelmente entre os avaliadores, dependendo de suas preferências pessoais e experiências anteriores. A clareza na visualização dos vasos pode ser influenciada pela expertise do cardiologista em identificar estruturas anatômicas complexas.

4.3.2 Perspectiva dos engenheiros

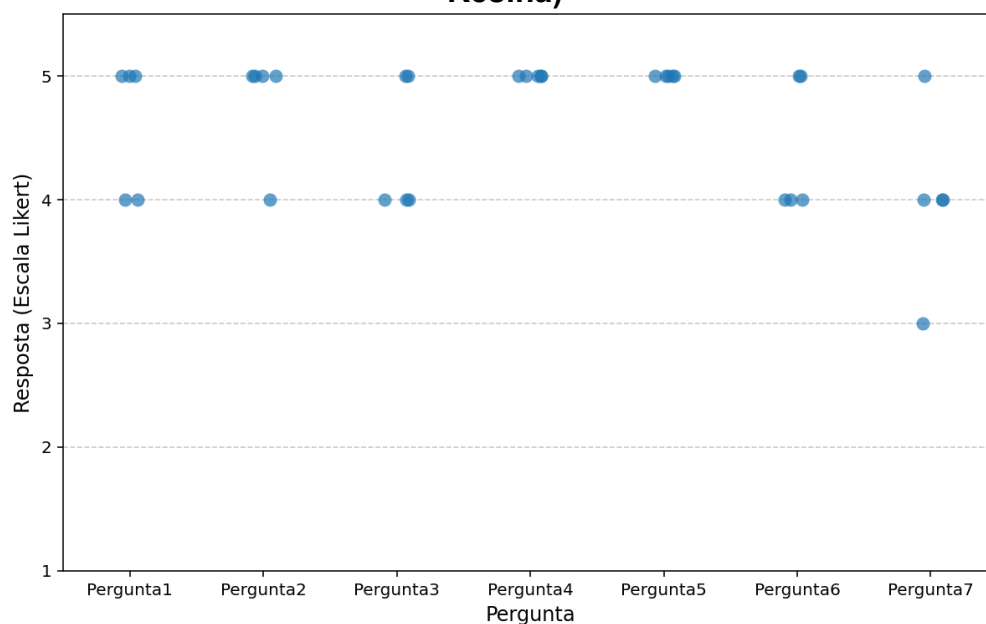
A avaliação dos engenheiros quanto aos biomodelos impressos em resina também demonstra maior proximidade nas respostas positivas (Tabela 11).

A unanimidade dos avaliadores entre as perguntas P4 e P5 é uma forte tendência sobre a validade técnica do protocolo (Figura 31). Ela significa que, do ponto de vista da engenharia, a escolha do material, os parâmetros de impressão e o processo de pós-cura foram executados com sucesso, resultando em um produto final dimensionalmente estável e preciso.

Tabela 11: Perguntas sobre o biomodelo em resina para os engenheiros

	Questão	Mediana	Moda	AIQ
P1	O material é adequado quanto à percepção tátil do biomodelo?	5	5	1
P2	A impressão em resina demonstra boa cura e solidificação do material.	5	5	1
P3	O modelo impresso em resina apresenta alta resolução e reprodução de detalhes finos.	4	4	1
P4	A superfície do modelo impresso em resina possui bom acabamento, sem imperfeições visíveis.	5	5	0
P5	A resina foi uma boa escolha de material para a impressão deste modelo.	5	5	0
P6	O modelo impresso em resina mantém suas dimensões e forma após a impressão.	4	4	1
P7	A impressão em resina permite a produção de modelos com geometria complexa e alta qualidade.	4	4	0

Fonte: O autor (2025)

Figura 31 : Dispersão de respostas dos engenheiros por pergunta (modelo Resina)

Fonte: O autor (2025)

A alta resolução e a capacidade de reprodução de detalhes minuciosos, características proporcionadas pela resina (e avaliadas na segunda questão), também foram amplamente reconhecidas pelos engenheiros. A mediana de 5.0 e a AIQ de 1 reforçam essa percepção positiva. A fidelidade anatômica é fundamental para que os biomodelos atuem como ferramentas de ensino eficazes, permitindo que estudantes e profissionais da área consigam observar e identificar estruturas importantes, que seriam difíceis de observar em modelos com menor precisão.

A escolha da resina como material para a impressão dos biomodelos (questão número 4) foi um ponto de concordância unânime entre os especialistas, com uma mediana de 5.0 e AIQ de 0. Essa unanimidade sugere que a resina atendeu de forma satisfatória aos objetivos da pesquisa, seja em termos de facilidade de manuseio durante o processo de impressão ou qualidades estéticas do produto final.

A avaliação da escolha dos materiais (avaliada na questão 5), também foi objeto de consenso entre os engenheiros, com mediana de 5.0 e AIQ de 0. A capacidade de manter as dimensões e formas originais após a impressão é crucial para garantir que o modelo represente com precisão a anatomia do coração canino, evitando distorções que poderiam comprometer sua utilidade para fins de estudo e simulação.

Apesar do forte consenso em relação à maioria dos aspectos avaliados, houve divergência nas opiniões dos engenheiros em relação ao peso ideal dos biomodelos (questão 7). A mediana foi de 4.0, com uma AIQ de 2, indicando maior variabilidade nas respostas. Essa variabilidade pode refletir preferências individuais em relação ao manuseio dos modelos, com alguns engenheiros preferindo modelos mais leves para facilitar o transporte e a manipulação, enquanto outros podem acreditar que um peso maior confere uma sensação de maior solidez.

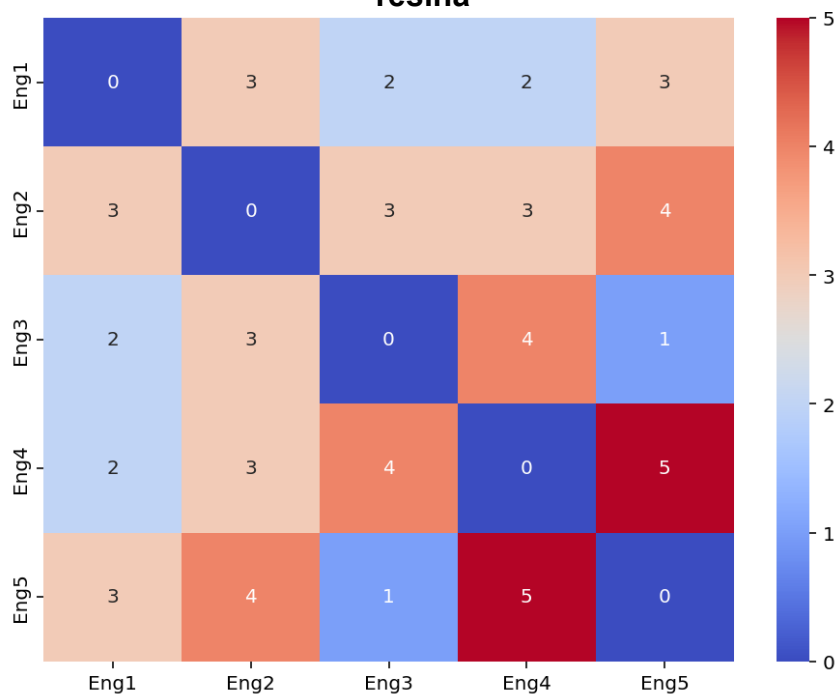
Além disso, o contexto de uso dos modelos pode influenciar a percepção do peso ideal, com modelos para demonstrações em sala de aula podendo se beneficiar de um peso maior, enquanto modelos para estudo individual podem ser mais adequados com um peso menor.

Na matriz de similaridade, os engenheiros Eng3 e Eng5 demonstraram respostas bastante alinhadas, com uma distância de apenas 1.0, sugerindo uma visão muito similar sobre os biomodelos (Figura 32). Por outro lado, Eng4 e Eng5 apresentaram a maior distância (5.0), indicando percepções bastante divergentes.

Eng2, em geral, mostrou-se o mais isolado, com maiores distâncias em relação aos demais, sugerindo que suas respostas diferem substancialmente do grupo.

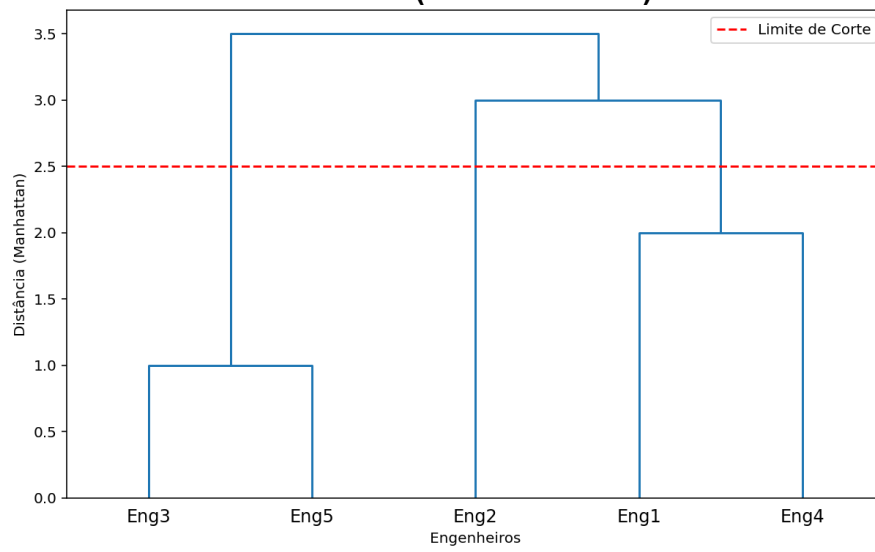
A proximidade entre as respostas de dois engenheiros sugere que eles compartilham uma visão semelhante sobre os modelos de resina, possivelmente devido a experiências semelhantes ou à adoção de critérios de avaliação semelhantes. Por outro lado, a grande distância entre as respostas de outros dois engenheiros indica que eles têm percepções significativamente diferentes sobre os biomodelos (Figura 33).

Figura 32: Matriz de similaridade dos engenheiros quanto ao par impresso em resina



Fonte: O autor (2025)

Figura 33: Dendrograma da avaliação dos engenheiros sobre a distância Manhattan (modelo resina)



Fonte: O autor (2025)

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O protocolo proposto demonstrou eficácia na conversão de dados DICOM em modelos 3D. A utilização do *software* Materialise Mimics para segmentação, combinada com o refinamento no Meshmixer, permitiu a obtenção de modelos com alta precisão anatômica. O planejamento do processo de AM, com foco no acabamento superficial, resultou em protótipos produzidos tanto em MEX quanto em VPP com características adequadas para aplicações didático-pedagógicas.

A avaliação dos biomodelos, realizada por cardiologistas veterinários e engenheiros, confirmou a qualidade dos resultados. Os questionários aplicados aos especialistas revelaram uma percepção positiva em relação à precisão anatômica, clareza das estruturas e utilidade didática dos biomodelos.

O desenvolvimento do protocolo não foi isento de desafios. A segmentação precisa das imagens DICOM, em especial a identificação e isolamento das estruturas cardíacas em meio a tecidos adjacentes com densidades similares, demandou um ajuste fino dos parâmetros de *threshold* e a aplicação de técnicas de edição manual.

A otimização dos parâmetros de impressão 3D, principalmente a forma como os biomodelos seriam impressos, visando obter um equilíbrio entre a resolução dos detalhes anatômicos e o tempo de fabricação, também representou um desafio significativo. Além disso, a obtenção de feedback dos especialistas, em especial a coordenação de agendas para a aplicação dos questionários e a realização das entrevistas, exigiu um planejamento cuidadoso e flexibilidade na execução da pesquisa.

De acordo com os especialistas os pontos fortes dos biomodelos estão na sua personalização, na complementariedade das tecnologias utilizadas mostrando que é possível criar biomodelos esteticamente adequados para a observação das estruturas cardíacas sem perder a fidelidade anatômica. Ainda neste sentido, o protocolo permitiu a criação de biomodelos que refletem as variações anatômicas reais entre raças e, o modelo em resina, obteve alto consenso quanto à precisão dos detalhes e tamanho. Além disso, os biomodelos foram destacados pela robustez e boa resistência.

No entanto, a percepção tátil não foi a esperada. Os biomodelos utilizaram materiais que conferissem maior resistência, mas, em contrapartida, isso refletiu na

alta divergência de opiniões dos especialistas sobre a percepção não ser semelhante ao órgão real.

Ainda assim, a pesquisa demonstrou que o protocolo desenvolvido é capaz de orientar a produção de um coração a partir de TCs. A utilização da metodologia DSR permitiu a identificação de desafios e oportunidades ao longo do processo, resultando em um protocolo otimizado e adaptado às necessidades dos usuários, comprovadamente capaz de gerar biomodelos validados por especialistas nas áreas de medicina veterinária e engenharia.

Em termos de contribuições, esta dissertação oferece um protocolo detalhado e validado para a produção de biomodelos cardíacos caninos por manufatura aditiva, suprimindo uma lacuna existente na literatura e disponibilizando um recurso valioso para instituições de ensino e pesquisa. O protocolo pode ser adaptado e expandido para outras aplicações, como o planejamento de intervenções cirúrgicas e o desenvolvimento de outros biomodelos personalizados.

Para estudos futuros, sugere-se a realização de análises comparativas entre diferentes tecnologias de impressão 3D e materiais, buscando otimizar ainda mais a precisão e o custo dos biomodelos. A avaliação do impacto dos modelos no aprendizado dos estudantes, por meio de testes práticos e acompanhamento do desempenho, poderia fornecer evidências adicionais sobre a eficácia do protocolo. A validação estatística do protocolo também se faz necessária como ferramenta complementar para atestar a fidedignidade e reprodutibilidade do que fora proposto.

Além disso, a exploração de novas aplicações dos biomodelos, como a simulação de procedimentos cirúrgicos complexos e o desenvolvimento de modelos personalizados para pacientes específicos, representa um campo fértil para futuras investigações.

Em síntese, esta dissertação demonstrou o potencial da manufatura aditiva para a criação de réplicas físicas, anatômicas, precisas e acessíveis, com aplicações relevantes no ensino e na pesquisa em anatomia veterinária. Além disso, o protocolo desenvolvido representa um avanço significativo para a melhoria da qualidade da formação de profissionais da área da saúde.

REFERÊNCIAS

- ABNT NBR ISO/ASTM 52900:2018 Manufatura Aditiva Princípios Gerais Terminologia. **ABNT/CEE-261 Manufatura Aditiva**, Rio de Janeiro RJ, Brasil, 2018.
- AHALYA, K. D.; KANDASUBRAMANIAN, B. Revolutionizing biomedical engineering: Extrusion-based hydroxyapatite printing for scaffold construction: A review. **Hybrid Advances**, v. 6, p. 100227, ago. 2024.
- AHRENS, C. H.; Fotopolimerização em cuba *in* VOLPATO, N (org.). Tecnologias e aplicações da manufatura aditiva. São Paulo: **Editora Blucher**, 2025. E-book. p.13. ISBN 9788521225065.
- ALTWAL, J.; WILSON, C. H.; GRIFFON, D. J. Applications of 3-dimensional printing in small-animal surgery: A review of current practices. **Veterinary Surgery**, v. 51, n. 1, p. 34–51, 11 out. 2021.
- AURICCHIO, F.; MARCONI, S. 3D printing: Clinical applications in orthopaedics and traumatology. **EFORT Open Reviews**, v. 1, n. 5, p. 121–127, 2016.
- ASADOLLAHI-YAZDI, E.; GARDAN, J.; LAFON, P. Integrated Design for Additive Manufacturing Based on Skin-Skeleton Approach. **Procedia CIRP**, v. 60, n. 2212, p. 217–222, 2017.
- BALLARD, D. H. et al. Medical 3D Printing Cost-Savings in Orthopedic and Maxillofacial Surgery: Cost Analysis of Operating Room Time Saved with 3D Printed Anatomic Models and Surgical Guides. **Academic Radiology**, v. 27, n. 8, p. 1103–1113, 2020.
- BAUERMEISTER, A. J.; ZURIARRAIN, A.; NEWMAN, M. I. Three-dimensional printing in plastic and reconstructive surgery a systematic review. **Annals of Plastic Surgery** Lippincott Williams and Wilkins, 2016.
- BELL V., MITCHELL G.F.: Influence of vascular function and pulsatile hemodynamics on cardiac function. **Curr Hypertens Rep** 17: 580, 2015.
- BURNARD, J. L.; PARR, W. C. H.; CHOY, W. J.; WALSH, W. R.; MOBBS, R. J.; 3D-printed spine surgery implants: a systematic review of the efficacy and clinical safety profile of patient-specific and off-the-shelf devices. **European Spine Journal**, 3 dez. 2019.
- CARSTENSEN, A. K.; BERNHARD, J. Design science research—a powerful tool for improving methods in engineering education research. **European Journal of Engineering Education**, v. 44, n. 1–2, p. 85–102, 2019.
- CHAE, M. P.; ROZEN, W. M.; MCMENAMIN, P. G.; FINDLAY, M. W.; SPYCHAL, R. T.; HUNTER-SMITH, D. J. Emerging Applications of Bedside 3D Printing in Plastic Surgery. **Frontiers in Surgery**, v. 2, 16 jun. 2015a.
- CLIFTON, W.; NOTTMEIER, E.; DAMON, A.; DOVE, C.; PICHELMANN, M. The Future of Biomechanical Spine Research: Conception and Design of a Dynamic 3D Printed Cervical Myelography Phantom. **Cureus**, 2019.

DILBEROGLU, U. M.; GHAREHPAPAGH, B.; YAMAN, U.; DOLEN, M. The Role of Additive Manufacturing in the Era of Industry 4.0. **Procedia Manufacturing**, v. 11, n. 1, p. 545–554, 2017.

GARCIA, J.; YANG, Z.; MONGRAIN, R.; LEASK, R. L.; LACHAPELLE, K. 3D printing materials and their use in medical education: a review of current technology and trends for the future. **BMJ Simulation and Technology Enhanced Learning**, v. 4, n. 1, p. 27–40, 21 out. 2017a.

GHARLEGHI, R.; DESSALLES, C. A.; LAL, R.; MCCRAITH, S.; SARATHY, K.; JEPSON, N.; OTTON, J.; BARAKAT, A. I.; BEIER, S. 3D Printing for Cardiovascular Applications: From End-to-End Processes to Emerging Developments. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 49, n. 7, p. 1598–1618, 2021

GO, J.; HART, A. J. A framework for teaching the fundamentals of additive manufacturing and enabling rapid innovation. **Additive manufacturing**, v. 10, p. 76–87, 2016.

HALL, John E.; HALL, Michael E. Guyton e Hall - Tratado de Fisiologia Médica. Rio de Janeiro: **Grupo GEN**, 2021. ISBN 9788595158696.

HARMATYS, W.; OWCZAREK, D.; KOBIELA, K.; JAROCHA, A. Assessment of the accuracy of standards manufactured by SLA additive technology. **Measurement Sensors**, p. 101661–101661, 2025.

HARTWIG, Walter C. Fundamentos em anatomia. Rio de Janeiro: **Grupo A**, 2008. ISBN 9788536317182.

HESPEL, A. M.; WILHITE, R.; HUDSON, J. Invited review-applications for 3D printers in veterinary medicine. **Veterinary Radiology and Ultrasound**, v. 55, n. 4, p. 347–358, 2014.

HILDEBRANDT, S. The role of history and ethics of anatomy in medical education: Anatomical sciences education. **Anatomical sciences education**, v. 12, n. 4, p. 425–431, 2019.

HUSNA, A.; ASHRAFI, S.; TOMAL, A. A.; TULI, N. T.; RASHID, A. B. Recent Advancements in Stereolithography (SLA) and their Optimization of Process Parameters for Sustainable Manufacturing. **Hybrid Advances**, v. 7, p. 100307–100307, 2024.

KAPOOR, K. 3D visualization and printing: An “Anatomical Engineering” trend revealing underlying morphology via innovation and reconstruction towards future of veterinary anatomy. **Anatomical science international**, v. 99, n. 2, p. 159–182, mar. 2024.

KEALY JK, MCALLISTER H. Radiologia e ultrassonografia do cão e do gato. São Paulo: **Manole**; 2005. O tórax; p. 208-49.

KIM, Y. J.; KIM, H. N.; KIM, D. Y. A study on effects of curing and machining conditions in post-processing of SLA additive manufactured polymer. **Journal of manufacturing processes**, v. 119, p. 511–519, 2024.

KLAHN, C., LEUTENECKER, B. AND MEBOLDT, M. (2015), Design strategies for the process of additive manufacturing, **Procedia CIRP**, Vol. 36, pp. 230-235

KLEIN, Bradley G. Cunningham Tratado de Fisiologia Veterinária. Rio de Janeiro: **Grupo GEN**, 2021. E-book. ISBN 9788595158085.

KONG, X.; NIE, L.; ZHANG, H.; WANG, Z.; YE, Q.; TANG, L.; HUANG, W.; LI, J. Do 3D Printing Models Improve Anatomical Teaching About Hepatic Segments to Medical Students? A Randomized Controlled Study. **World Journal of Surgery**, v. 40, n. 8, p. 1969–1976, 2016.

KÖNIG, Horst E.; LIEBICH, Hans-Georg. Anatomia dos animais domésticos: texto e atlas colorido. Porto Alegre: **Grupo A**, 2021. E-book. ISBN 9786558820239.

KUECHLER, B.; VAISHNAVI, V. On theory development in design science research : anatomy of a research project. **European Journal of Information Systems**. September, p. 489–504, 2008.

LAGUNA, O. H.; LIETOR, P. F.; GODINO, F. J. I.; CORPAS-IGLESIAS, F. A. A review on additive manufacturing and materials for catalytic applications: Milestones, key concepts, advances and perspectives. **Materials & Design**, v. 208, p. 109927, 2021.

LIMA, A. de S.; MACHADO, M.; PEREIRA, R. de C. R.; CARVALHO, Y. K. de. Printing 3D models of canine jaw fractures for teaching undergraduate veterinary medicine. **Acta Cirurgica Brasileira**, v. 34, n. 9, 2019.

LIMA, A.; SATYRO, W. C.; JOSÉ CELSO CONTADOR; FRAGOMENI, M. A.; GONÇALVES, R. F.; MARTENS, M. L.; PEREIRA, F. H. The “V” model for decision analysis of additive manufacturing implementation. **Journal of Manufacturing Technology Management**, v. 34, n. 3, p. 414–434, 2023.

LOUKAS, M.; YOUSSEF, P.; GIELECKI, J.; WALOCHA, J.; NATSIS, K.; TUBBS, R. S. History of cardiac anatomy: A comprehensive review from the egyptians to today. **Clinical Anatomy**, v. 29, n. 3, p. 270–284, 2016.

MCLACHLAN, J. C.; BLIGH, J.; BRADLEY, P.; SEARLE, J. Teaching anatomy without cadavers. **Medical Education**, v. 38, n. 4, p. 418–424, abr. 2004.

MEDERO, R.; GARCÍA-RODRÍGUEZ, S.; FRANÇOIS, C. J.; ROLDÁN-ALZATE, A. Patient-specific in vitro models for hemodynamic analysis of congenital heart disease – Additive manufacturing approach. **Journal of Biomechanics**, v. 54, p. 111–116, 2017.

MEIER, L. M.; MEINER, M.; QUA HIANSEN, J.; HORLICK, E. M. Structural and congenital heart disease interventions: the role of three-dimensional printing. **Netherlands Heart Journal**, v. 25, n. 2, p. 65–75, 2017.

MURGITROYD, E.; MADURSKA, M.; GONZALEZ, J.; WATSON, A. 3D digital anatomy modelling – Practical or pretty? **The Surgeon**, v. 13, n. 3, p. 177–180, 2015.

NGO, T. D.; KASHANI, A.; IMBALZANO, G.; NGUYEN, K. T. Q.; HUI, D. Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges. **Composites Part B: Engineering**, v. 143, n. 1359-8368, p. 172–196, 2018.

PEREIRA, T.; KENNEDY, J. V.; POTGIETER, J. A Comparison of Traditional Manufacturing Vs Additive manufacturing, the Best Method for the Job. **Procedia Manufacturing**, v. 30, p. 11–18, 2019.

PRAJAPATI, S.; JAI KUMAR SHARMA; KUMAR, S.; PANDEY, S.; MUKESH KUMAR PANDEY. A review on comparison of physical and mechanical properties of PLA, ABS, TPU, and PETG manufactured engineering components by using fused deposition modelling. **Materials today: proceedings**, 2024.

PRAT, Nicolas; COMYN-WATTIAU, Isabelle; AKOKA, Jacky. Artifact evaluation in information systems design Science research – A holistic review. In: **PACIS 2014**. Proceedings... Kuala Lumpur, 2014.

REECE, William O. Dukes | Fisiologia dos Animais Domésticos, 13ª edição. Rio de Janeiro: **Roca**, 2017. E-book. p.269. ISBN 9788527731362.

RITTER, Frank E.; BAXTER, Gordon D.; CHURCHILL, Elizabeth F. Foundations for designing user-centered systems: what system designers need to know about people. London: **Springer**, 2014.

RODRIGUES, D. D. Design Science Research como caminho metodológico para disciplinas e projetos de Design da Informação | Design Science Research as methodological path for Information Design subjects and projects. InfoDesign - **Revista Brasileira de Design da Informação**, v. 15, n. 1, p. 111–124, 28 ago. 2018.

ROWE, William O. Reeceeric W. Anatomia Funcional e Fisiologia dos Animais Domésticos. Rio de Janeiro: **Grupo GEN**, 2020. E-book. ISBN 9788527736886.

SALONITIS, K. AND ZARBAN, S.A. (2015), “Redesign optimization for manufacturing using additive layer techniques”, **Procedia CIRP**, Vol. 36, pp. 193-198

SINGH, Baljit. Tratado de Anatomia Veterinária. Rio de Janeiro: **Grupo GEN**, 2019. E-book. ISBN 9788595157439.

STANSBURY, J. W.; IDACAVAGE, M. J. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. **Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials**, v. 32, n. 1, p. 54–64, 2016.

TACK, P.; VICTOR, J.; GEMMEL, P.; ANNEMANS, L. 3D-printing techniques in a medical setting: a systematic literature review. **BioMedical Engineering OnLine**, v. 15, n. 115, 2016.

TAKEDA, H.; VEERKAMP, P.; TOMIYAMA, T.; YOSHIKAWA, H. Modeling Design Process. **AI Magazine**, v. 11, n. 4, p. 37-48, 1990.

THRALL, Donald. Diagnóstico de Radiologia Veterinária. Rio de Janeiro: **Grupo GEN**, 2019. E-book. ISBN 9788595150515.

TUBÍO, C. R.; JHONNY AZUAJE; ESCALANTE, L.; COELHO, A.; GUITIÁN, F.; SOTELO, E.; GIL, A. 3D printing of a heterogeneous copper-based catalyst. **Journal of Catalysis**, v. 334, p. 110–115, 2016.

UGIDOS LOZANO, M. T.; HARO, F. B.; RUGGIERO, A.; MANZOOR, S.; JUANES MÉNDEZ, J. A. Evaluation of the Applicability of 3d Models as Perceived by the Students of Health Sciences. **Journal of Medical Systems**, v. 43, n. 5, 2019.

VAN AKEN, J. E. Management Research Based on the Paradigm of the Design Sciences: The Quest for Field-Tested and Grounded Technological Rules. **Journal of Management Studies**, v. 41, n. 2, p. 219-246, 2004.

VANEKER, T. H. J. The role of design for additive manufacturing in the successful economical introduction of AM. **Procedia CIRP**, v. 60, p. 181–186, 2017.

VOLPATO, N.; SILVA, J. V. L.; MUNHOZ, A. L. J. Manufatura aditiva; Tecnologias e Aplicações da Impressão 3D. **Editora Blucher**, 2017.

VOLPATO, N.; CARVALHO, J. Princípio da manufatura aditiva: impressão 3D *in* VOLPATO, N (org.). Tecnologias e aplicações da manufatura aditiva. São Paulo: **Editora Blucher**, 2025. E-book. p.13. ISBN 9788521225065.

WIBERG, A.; PERSSON, J.; ÖLVANDER, J. Design for additive manufacturing – a review of available design methods and *software*. **Rapid Prototyping Journal**, v. 25, n. 6, p. 1080–1094, 2019.

WILHITE, R.; WÖLFEL, I. 3D Printing for veterinary anatomy: An overview. *Journal of Veterinary Medicine Series C: Anatomia Histologia Embryologia*. **Blackwell Publishing Ltd**, 2019.

WOHLERS, T. Tracking global growth in industrial-scale additive manufacturing. **3D printing and additive manufacturing**, v. 1, n. 1, p. 2–3, 2014.

WU, C.; DENG, J.; LI, T.; YUAN, D. Percutaneous Pedicle Screw Placement Aided by a New Drill Guide Template Combined with Fluoroscopy: An Accuracy Study. **Orthopaedic Surgery**, v. 12, n. 2, p. 471–479, 2020.

ZEGARD, T. AND PAULINO, G.H. (2016), Bridging topology optimization and additive manufacturing”, **Structural and Multidisciplinary Optimization**, Vol. 53 No. 1, pp. 175-192.

ZHANG, J.; YAN, C.; CHUI, C. K.; ONG, S.-K. Fast segmentation of bone in CT images using 3D adaptive thresholding. **Computers in Biology and Medicine**, v. 40, n. 2, p. 231–236, 2010.

APÊNDICE A - Questionário de pesquisa

Perguntas para Avaliação de Biomodelos de Coração Canino em Impressão 3D (Médicos Veterinários)

Prezado(a) Médico(a) Veterinário(a),

Gostaríamos da sua colaboração na avaliação de biomodelos de coração canino em impressão 3D para fins de ensino de anatomia veterinária. Por favor, avalie as seguintes afirmações de acordo com a escala Likert de 5 pontos abaixo e marque um X na que corresponder à sua resposta:

Coração impresso em PLA

	Discordo totalmente	Discordo parcialmente	Neutro	Concordo parcialmente	Concordo totalmente
É possível ver as diferenças na espessura do miocárdio?					
O biomodelo serve como ferramenta de ensino de anatomia?					
O biomodelo apresenta detalhes anatômicos precisos e fiéis à estrutura real do coração canino?					
O material utilizado para a produção do modelo é agradável para o estudo?					
A estrutura dividida ao meio ajuda na observação interna?					
O peso do modelo é adequado à sua utilização?					

Coração impresso em resina

	Discordo totalmente	Discordo parcialmente	Neutro	Concordo parcialmente	Concordo totalmente
A disposição da artéria aorta é condizente com o de um coração verdadeiro?					
É possível observar os principais vasos da base?					
O biomodelo apresenta detalhes anatômicos precisos e fiéis à estrutura real do coração canino?					
O tamanho do modelo é proporcional ao de um coração real da espécie selecionada? (beagle/bulldogue inglês)					
O peso do biomodelo é ideal para o estudo por estudantes de graduação e pós-graduação?					
O material é adequado quanto à percepção tátil do biomodelo?					

Perguntas para Avaliação de Biomodelos de Coração Canino em Impressão 3D (Engenheiros)

Prezado(a) Engenheiro,

Gostaríamos da sua colaboração na avaliação de biomodelos de coração canino em impressão 3D para fins de ensino de anatomia. Por favor, avalie as seguintes afirmações de acordo com a escala Likert de 5 pontos abaixo e marque um X na que corresponder à sua resposta:

Coração impresso em PLA

	Discordo totalmente	Discordo parcialmente	Neutro	Concordo parcialmente	Concordo totalmente
A impressão em PLA demonstra boa adesão entre as camadas do modelo.					
O modelo impresso em PLA apresenta dimensões precisas e boa resolução de detalhes.					
A superfície do modelo impresso em PLA possui bom acabamento, com poucas imperfeições.					
O PLA foi uma boa escolha de material para a impressão deste modelo.					
O modelo impresso em PLA apresenta boa resistência ao manuseio.					
A impressão em PLA facilita a reprodução de modelos complexos em escala.					
O peso do modelo é adequado à sua utilização?					

Coração impresso em resina

	Discordo totalmente	Discordo parcialmente	Neutro	Concordo parcialmente	Concordo totalmente
A impressão em resina demonstra boa cura e solidificação do material.					
O modelo impresso em resina apresenta alta resolução e reprodução de detalhes finos.					
A superfície do modelo impresso em resina possui bom acabamento, sem imperfeições visíveis.					
A resina foi uma boa escolha de material para a impressão deste modelo.					
O modelo impresso em resina mantém suas dimensões e forma após a impressão.					
A impressão em resina permite a produção de modelos com geometria complexa e alta qualidade.					
O peso do biomodelo é ideal para o estudo por estudantes de graduação e pós-graduação?					

APÊNDICE B - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título do Projeto: Avaliação da Eficácia de Biomodelos de Coração Canino Impressos em 3D no Ensino da Anatomia Veterinária

Pesquisador Responsável: Luiz Eduardo Lisboa

Instituição: UTFPR

Número de Aprovação do Comitê de Ética: 69288423.7.0000.0102

1. Introdução:

Você está sendo convidado(a) a participar de uma pesquisa que visa avaliar a eficácia de biomodelos de coração canino em impressão 3D como ferramenta de ensino da anatomia veterinária. Este Termo de Consentimento Livre e Esclarecido tem como objetivo fornecer informações claras e detalhadas sobre a pesquisa, para que você possa decidir, de forma livre e consciente, se deseja participar.

2. Objetivo da Pesquisa:

O objetivo principal desta pesquisa é avaliar a utilidade, a precisão anatômica e o impacto dos biomodelos de coração canino em impressão 3D no aprendizado da anatomia cardíaca por estudantes de medicina veterinária.

3. Procedimentos da Pesquisa:

Caso decida participar, você será solicitado(a) a responder um questionário com perguntas sobre a sua percepção e avaliação dos biomodelos de coração canino em impressão 3D. O questionário será composto por 10 afirmações que deverão ser avaliadas de acordo com uma escala de 5 pontos (discordo totalmente a concordo totalmente). A sua participação na pesquisa se limitará ao preenchimento do questionário, que levará aproximadamente [tempo estimado para preenchimento do questionário].

4. Benefícios da Participação:

A sua participação nesta pesquisa contribuirá para o desenvolvimento de novas ferramentas de ensino da anatomia veterinária, que podem tornar o aprendizado mais eficaz, interativo e engajador. Os resultados da pesquisa poderão auxiliar na melhoria da qualidade do ensino da anatomia cardíaca e na formação de futuros médicos veterinários.

5. Riscos e Desconfortos:

A participação nesta pesquisa não apresenta riscos diretos à sua saúde física ou mental. No entanto, é possível que você sinta algum desconforto ao responder o questionário, caso discorde de alguma afirmação ou tenha dificuldade em expressar a sua opinião. Caso isso ocorra, você poderá interromper o preenchimento do questionário a qualquer momento.

6. Confidencialidade:

As informações coletadas nesta pesquisa serão tratadas com total confidencialidade. Os seus dados serão anonimizados e utilizados apenas para fins de análise e divulgação dos resultados da pesquisa. Os resultados da pesquisa serão apresentados de forma agregada, sem identificação individual dos participantes.

7. Participação Voluntária e Direito de Recusa:

A sua participação nesta pesquisa é totalmente voluntária. Você tem o direito de recusar-se a participar ou de retirar o seu consentimento a qualquer momento, sem qualquer penalidade ou prejuízo.

8. Contato:

Caso tenha dúvidas sobre a pesquisa ou sobre este Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, entre em contato com o pesquisador responsável:

Luiz Eduardo Lisboa. luizolisboa@gmail.com. (41) 98721-0675

9. Declaração de Consentimento:

Declaro que li e compreendi as informações contidas neste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido e que concordo em participar da pesquisa de forma livre e esclarecida.

Assinatura do pesquisador
Luiz Eduardo O. Lisboa

Assinatura do Participante

_____/_____/_____
Data

APÊNDICE C - Protocolo de Fabricação dos Biomodelos

Este protocolo detalha o processo de seis etapas para a conversão de imagens DICOM de tomografia computadorizada (TC) de corações caninos em biomodelos físicos impressos por Manufatura Aditiva (MEX e VPP).

1. Etapa 1: Seleção e Preparo dos Arquivos DICOM

O objetivo desta etapa é selecionar o conjunto de imagens médicas mais adequado para a segmentação.

1. **Importação:** Importe os arquivos DICOM para o software Materialise Mimics (versão 21.0).
2. **Seleção da Série:** Revise as séries de dados disponíveis. Dê preferência absoluta para séries que atendam aos seguintes critérios:
 - **Contraste:** Utilizar imagens com infusão de contraste (CE).
 - **Número de Imagens:** Selecionar a série com o maior número de imagens (cortes mais finos) para garantir maior definição.
 - **Plano de Captura:** Utilizar imagens do plano axial (séries craniocaudal ou dorsoventral podem ter qualidade inferior e devem ser desconsideradas).

2. Etapa 2: Segmentação de Múltiplos Artefatos (Mimics)

Esta é a etapa mais crítica. O método bem-sucedido consiste em criar duas máscaras separadas (Artefato 1: Cavidades Internas; Artefato 2: Músculo Cardíaco) e combiná-las usando operações booleanas.

2.1 Criação das Cavidades Internas (Blood Pool): O objetivo é segmentar apenas o volume preenchido por sangue contrastado nas câmaras cardíacas e grandes vasos.

1. **Ferramenta:** Utilize a função nativa "CT Heart".
2. **Threshold:** Crie uma nova máscara específica para esta ferramenta. Defina os valores de densidade (HU) para **178 HU (mínimo) e 339 HU (máximo)**.
3. **Isolamento da Região:** Antes de aplicar os pontos, utilize a ferramenta de corte e interpolação para isolar a região de interesse (coração) nos três planos (axial, sagital e coronal), excluindo estruturas adjacentes.
4. **Aplicação de Seed Points:** Insira os *seed points* nas seguintes localizações anatômicas:

- Átrio Esquerdo (LA) e Ventrículo Esquerdo (LV)
- Átrio Direito (RA) e Ventrículo Direito (RV)
- Aorta (início e porção descendente)
- Artéria Pulmonar (início, ramo direito e ramo esquerdo)

5. **Cálculo:** Execute a ferramenta para calcular as máscaras de cada parte. O resultado será um objeto 3D oco, representando apenas as cavidades internas.

2.2 Criação do Músculo Cardíaco: O objetivo é segmentar a massa total do coração, incluindo o músculo e as cavidades (como um objeto sólido).

1. **Threshold:** Crie uma nova máscara. Defina os valores de densidade para **57 HU (mínimo) e 252 HU (máximo)**.

2. **Seleção da Região:** Utilize a ferramenta de seleção para delimitar a área do coração, o que irá selecionar o músculo cardíaco e estruturas adjacentes (fígado, costelas) com densidade similar.

3. **Edição Manual (Limpeza):**

- Ative a função de visualização com pseudocores ("full spectrum") para facilitar o reconhecimento de estruturas.
- Utilize a ferramenta "Multiple Slice Edit".
- Revise os cortes nos três planos (axial, sagital, coronal) e apague manualmente todas as estruturas adjacentes que não pertencem ao coração (costelas, fígado, etc.).

4. **Cálculo:** O resultado será um objeto 3D sólido, representando a massa cardíaca total.

2.3 Operação Booleana (Criação do Modelo Oco) O objetivo é subtrair as cavidades (Objeto 1) da massa total (Objeto 2).

1. **Função:** Selecione ambas as máscaras (Objeto 1 e Objeto 2) e utilize a ferramenta "Boolean Operations".

2. **Operação:** Realize a subtração do Objeto 1 (Blood Pool) do Objeto 2 (Músculo).

3. **Refinamento Final:** O resultado será uma nova máscara representando o coração oco. Inspeção o *preview* 3D. Se restarem estruturas adjacentes (vasos, costelas), utilize a ferramenta "Edit Masks" diretamente na visualização 3D para remover os ruídos finais.

4. **Exportação:** Exporte o objeto 3D final da nova máscara no formato STL.

3. Etapa 3: Refinamento da Malha 3D (MeshMixer)

O objetivo é corrigir a malha 3D e prepará-la para o tipo de impressão desejado.

1. **Importação:** Importe o arquivo STL gerado pelo Mimics para o software MeshMixer.

2. **Suavização:**

- Selecione a ferramenta "Sculpt" e o pincel "RobustSmooth".
- Aplique os seguintes parâmetros: Força = 72; Tamanho = 55; Profundidade = 0.
- Aplique o pincel em toda a superfície do biomodelo para suavizar as rugosidades da malha.

3. **Preparo para Fabricação (Duas Vias):**

○ **Via A (Modelo Seccionado para PLA):**

- Utilize a ferramenta "Plane Cut".
- Posicione o corte na altura do septo atrioventricular para expor as câmaras internas.
- Selecione a opção de corte "Slice (Keep Both)".
- Utilize a função "Separate Shells" para criar dois objetos distintos (base e ápice).
- Exporte os dois objetos como arquivos STL separados.

○ **Via B (Modelo Integral para Resina):**

- Mantenha o modelo integral.
- Adição de Furos de Drenagem: Antes de exportar, é mandatório utilizar ferramentas de modelagem (ex: separação booleana com cilindros) para criar furos de drenagem em pontos discretos, permitindo que a resina líquida presa nas cavidades internas (ventrículos, átrios) escoe durante a impressão.
- Exporte o modelo integral modificado como um único arquivo STL.

4. **Etapa 4: Planejamento de Processo**

4.1 Opção A: Para Impressão MEX (PLA)

5. **Software:** Ultimaker Cura (versão 5.1.0).

6. **Importação:** Importe os dois arquivos STL (base e ápice). Posicione-os na mesa de impressão (podem ser impressos juntos ou separados).
7. **Perfil:** Selecione o perfil "Standard Quality – 0.2 mm".
8. **Parâmetros de Impressão (Baseado na Tabela 5):**
 - **Qualidade:** Altura da Camada = 0,2 mm.
 - **Preenchimento:** Densidade = 10,0%; Padrão = Grade.
 - **Material:** Temp. Impressão = 180,0 °C; Temp. Mesa = 60,0 °C.
 - **Velocidade:** Velocidade de Impressão = 60,0 mm/s.
 - **Suporte:**
 - Geração de Suporte: Ativada.
 - Tipo de Estrutura: Árvore (Tree).
 - Colocação: Tocando a Mesa.
 - Ângulo para Seções Pendentes: 55°.
 - Densidade do Suporte: 2,0%.
 - **Aderência:** Tipo = Brim; Contagem de Linhas = 20.
9. **Exportação:** Salve o arquivo fatiado no formato gcode.

4.2 Opção B: Para Impressão VPP (Resina)

1. **Software:** CHITUBOX (versão 2.1.0).
2. **Importação:** Importe o arquivo STL integral (com furos de drenagem).
3. **Orientação e Suportes:**
 - Rotacione o modelo em um ângulo (ex: 45°) para otimizar a área de superfície e reduzir a tensão.
 - Utilize a função "Auto Support".
 - Modifique a configuração dos suportes para "Light" (leves), facilitando a remoção no pós-processamento.
4. **Parâmetros de Impressão (Baseado na Tabela 6):**
 - **Altura da camada:** 0,050 mm.
 - **Camadas de base:** 9.
 - **Tempo de exposição:** 3,200 s.
 - **Atraso ao desligar UV:** 2,500 s.
 - **Velocidade de elevação:** 45,00 + 180,00 mm/min.
5. **Exportação:** Fatie e salve o arquivo no formato compatível com a impressora VPP.

10. Etapa 5: Fabricação (Impressão 3D)

1. **Impressão MEX (PLA):** Carregue o gcode na impressora (ex: Biqu B1), certifique-se de que a mesa esteja nivelada e inicie a impressão.
2. **Impressão VPP (Resina):** Carregue o arquivo na impressora (ex: AnyCubic Photon M3 Max), verifique o nível da cuba de resina e inicie a impressão.

11. Etapa 6: Pós-Processamento

1. **Modelos PLA:** Após o resfriamento da mesa, remova as peças. Com cuidado, destaque e remova as estruturas de suporte (tipo árvore).
2. **Modelos Resina:** Remova a plataforma de impressão. Lave a peça em álcool isopropílico (IPA) para remover o excesso de resina não curada. Remova cuidadosamente os suportes "Light". Leve a peça à câmara de cura UV (secagem) para o pós-processamento final até a solidificação completa.

F