



Universidade Federal da Paraíba
Centro de Tecnologia
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica
– Mestrado – Doutorado

**DESENVOLVIMENTO DE UM SOFTWARE PARA
DETECÇÃO DE ESTENOSE MITRAL A PARTIR DE
ECOCARDIOGRAMA UTILIZANDO
PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGEM: UM
APOIO À DECISÃO CLÍNICA**

por

Genilton de França Barros Filho

Tese de Doutorado apresentada à Universidade Federal da Paraíba

GENILTON DE FRANÇA BARROS FILHO

**DESENVOLVIMENTO DE UM SOFTWARE PARA
DETECÇÃO DE ESTENOSE MITRAL A PARTIR DE
ECOCARDIOGRAMA UTILIZANDO
PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGEM: UM
APOIO À DECISÃO CLÍNICA**

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, PPGEM, da Universidade Federal da Paraíba, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Cavalcanti Rodrigues

Coorientador: Prof. Dr. Marcelo Dantas Tavares de Melo

Catálogo na publicação
Seção de Catalogação e Classificação

B277d Barros Filho, Genilton de França.

Desenvolvimento de um software para detecção de estenose mitral a partir de ecocardiograma utilizando processamento digital de imagem : um apoio à decisão clínica / Genilton de França Barros Filho. - João Pessoa, 2025.

115 f. : il.

Orientação: Marcelo Cavalcanti Rodrigues.

Coorientação: Marcelo Dantas Tavares de Melo.

Tese (Doutorado) - UFPB/CT.

1. Software - Ecocardiogramas - Estenose mitral. 2. Ecocardiograma - Valva mitral. 3. Ecocardiogramas - Impressão 3D. 4. Processamento digital de imagens. I. Rodrigues, Marcelo Cavalcanti. II. Melo, Marcelo Dantas Tavares de. III. Título.

UFPB/BC

CDU 004.4:616.12-073.7(043)

DESENVOLVIMENTO DE UM SOFTWARE PARA DETECÇÃO DE ESTENOSE MITRAL A PARTIR DE ECOCARDIOGRAMA UTILIZANDO PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGEM: UM APOIO À DECISÃO CLÍNICA

por

GENILTON DE FRANÇA BARROS FILHO

Tese aprovada em 31 de janeiro de 2025

Prof. Dr. Marcelo Cavalcanti Rodrigues

Orientador – UFPB

Prof. Dr. Marcelo Dantas Tavares de Melo

Coorientador – UFPB

Prof. Dr. Abel Cavalcante Lima Filho

Examinador Interno – UFPB

Prof. Dra. Kelly Cristiane Gomes da Silva

Examinador Interno – UFPB

Prof. Dr. Koje Daniel Vasconcelos Mishina

Examinador Externo – UFPB

Prof. Dr. José Carlos de Lima Júnior

Examinador Externo – UFPB

Prof. Dr. Alberdan Santiago de Aquino

Examinador Externo – IFPB

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, pela força e inspiração nesta caminhada.

Aos meus pais, Maria Eliza Pinto Neta Barros e Genilton de França Barros, pelo amor e apoio que sempre me deram.

Aos meus irmãos, Manoel Jacinto da Costa Neto, Davi Pinto de França Barros e Daniel Pinto de França Barros, pela parceria e pelo companheirismo.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Marcelo Cavalcanti Rodrigues, pelo entusiasmo, paciência, dedicação e confiança que contribuíram para a realização deste trabalho.

Ao meu coorientador, Prof. Dr. Marcelo Dantas Tavares de Melo, pelo suporte, pelos arquivos fornecidos e pela prontidão em contribuir para o sucesso deste projeto.

Ao mestre em ciências cardiovasculares, Alex dos Santos Felix, por aceitar colaborar com este projeto.

Ao médico Ewerton Freitas de Medeiros, recentemente graduado pela UFPB, pela disposição em auxiliar nos aspectos técnicos e teóricos referentes à saúde e por ter se tornado um grande parceiro nesta trajetória.

Ao técnico do Laboratório de Integridade e Inspeção, José Gilsivan Cartaxo da Silva, pela assistência fornecida e pela prontidão em ajudar.

Aos meus amigos e colegas de pesquisa, em especial Thalles Emmanuel Batista Pinheiro e Matheus de Souza Frazão, que de algum modo contribuíram para este trabalho.

DESENVOLVIMENTO DE UM SOFTWARE PARA DETECÇÃO DE ESTENOSE MITRAL A PARTIR DE ECOCARDIOGRAMA UTILIZANDO PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGEM: UM APOIO À DECISÃO CLÍNICA

RESUMO

As Doenças Cardiovasculares (DCV) são prevalentes em todo o mundo, caracterizadas por baixas taxas de sobrevivência e uma incidência crescente. Dentre as valvas cardíacas, a valva mitral é a mais frequentemente acometida por alterações patológicas, como a estenose mitral (EM), que é definida como a abertura incompleta da valva, obstruindo o fluxo sanguíneo. Desse modo, este estudo tem como objetivo automatizar a determinação da área de máxima abertura de valvas mitrais e realizar sua impressão 3D, utilizando Processamento Digital de Imagens (PDI) em exames de Ecocardiogramas Transesofágicos Tridimensionais (ETE 3D) de planimetria direta, com o desenvolvimento de um software. A pesquisa envolveu trinta exames de ecocardiograma de trinta pacientes distintos, dos quais dezesseis apresentavam aberturas valvares mitrais normais, enquanto quatorze apresentavam estenose mitral reumática. Todos os vídeos, em formato AVI, foram submetidos ao PDI pelo método de *Thresholding*, e um software foi desenvolvido para auxiliar no diagnóstico de estenose e na impressão 3D das valvas mitrais. O software identificou com sucesso casos com e sem estenose mitral entre os exames analisados. A área máxima de abertura da valva foi claramente delineada pela técnica PDI. Essas medidas foram comparadas às realizadas por especialistas, apresentando notável semelhança, sendo a maior discrepância de 0,3 cm². A correlação entre esses dois conjuntos de medidas foi validada através do método de Bland-Altman. As valvas mitrais foram impressas com material FLEX e PETG. As impressões com o material FLEX apresentaram melhores resultados se comparadas com as impressas com o PETG. Os resultados deste estudo demonstraram a viabilidade do *Thresholding* em detectar a presença ou ausência de estenose mitral e de realizar a impressão 3D de valvas mitrais a partir de vídeos de ecocardiogramas.

Palavras-chave: valva mitral, estenose mitral, processamento digital de imagens, ecocardiogramas, software desenvolvido, impressão 3D.

DEVELOPMENT OF A SOFTWARE TO DETECT MITRAL STENOSIS FROM ECHOCARDIOGRAMS USING DIGITAL IMAGE PROCESSING: A CLINICAL DECISION SUPPORT

ABSTRACT

Cardiovascular Diseases (CVDs) are prevalent globally, characterized by low survival rates and an increasing incidence. Among the heart valves, the mitral valve (MV) is most frequently affected by pathological alterations, such as mitral stenosis (MS), which is defined as the incomplete opening of the valve, thereby obstructing forward blood flow. In this way, this study aims to automate the determination of the mitral valve's maximum opening area and carry out its 3D printing, using Digital Image Processing (DIP) on Three-Dimensional Transesophageal Echocardiogram (3D TEE) exams through direct planimetry, facilitated by the development of a software. The research involved thirty echocardiogram exams from thirty distinct patients, sixteen of whom exhibited normal mitral valve openings, while fourteen presented with rheumatic mitral stenosis. All videos, in AVI format, underwent DIP using Thresholding method, and a software was developed to assist in the diagnosis of stenosis and for 3D printing of mitral valves. The software successfully identified cases with and without mitral stenosis among the subjects analyzed. The maximum opening area of the valve was clearly delineated using the DIP technique. These measurements were juxtaposed with those conducted by specialists, showing remarkable similarity, with the greatest discrepancy being 0.3 cm². The correlation between these two sets of measurements was validated through the Bland-Altman method. The mitral valves were printed with FLEX and PETG material. Prints with FLEX material showed better results compared to those printed with PETG. The results of this study demonstrated the feasibility of Thresholding in detecting the presence or absence of mitral stenosis and in performing 3D printing of mitral valves from echocardiogram videos.

Keywords: mitral valve, mitral stenosis, digital image processing, echocardiograms, open algorithm software, 3D printing.

SUMÁRIO

CAPÍTULO I.....	13
1.1 INTRODUÇÃO.....	13
1.2 OBJETIVOS.....	24
1.2.1 Objetivos Específicos	25
1.3 ORGANIZAÇÃO DA TESE	26
CAPÍTULO II.....	27
2.1 FUNCIONAMENTO DO CORAÇÃO.....	27
2.2 VALVAS CARDÍACAS.....	29
2.2.1 Anatomia das Valvas Cardíacas	30
2.2.2 Valvopatias – Uma Visão Geral	32
2.2.2.1 Estenose Mitral.....	33
2.3 ECOCARDIOGRAMA.....	33
2.3.1 Princípios da Ecocardiografia 2D e 3D	34
2.3.2 Obtenção de Imagens no Ecocardiograma 3D.....	36
2.3.3 Ecocardiograma na Estenose de Valva Mitral	37
2.4 PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGENS.....	38
2.4.1 Segmentação de Imagens.....	40
2.6 IMPRESSÃO 3D OU MANUFATURA ADITIVA.....	42
2.7 CONCLUSÃO DO CAPÍTULO II – REFERENCIAL TEÓRICO	44
CAPÍTULO III	45
3.1 AQUISIÇÃO DOS DADOS	45
3.2 APLICAÇÃO DO PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGENS.....	48
3.2.1 Extração dos <i>Frames</i>	49
3.2.2 Conversão para Escala de Cinza	50
3.2.3 Identificação e Destaque dos Contornos.....	51

3.2.4 Destaque da Valva Mitral	53
3.2.5 Detecção da Abertura Máxima e Cálculo de sua Área	54
3.2.6 Processamento Aplicado aos Vídeos da GE	56
3.2.7 Verificação dos Valores Adequados de Limiares	60
3.2.8 Avaliação da metodologia empregada no PDI	63
3.3 SOFTWARE DESENVOLVIDO	65
3.4 EMPREGO DA IMPRESSÃO 3D	74
3.5 CONCLUSÃO DO CAPÍTULO III – METODOLOGIA.....	77
CAPÍTULO IV	78
4.1 RESULTADOS E DISCUSSÃO: PDI E SOFTWARE DESENVOLVIDO.....	78
4.2 RESULTADOS E DISCUSSÃO: IMPRESSÃO 3D	94
4.3 CONCLUSÃO DO CAPÍTULO IV – RESULTADOS E DISCUSSÃO	99
CAPÍTULO V	100
5.1 CONCLUSÕES	100
5.2 CONSIDERAÇÕES FINAIS	101
5.3 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	102
REFERÊNCIAS	103
ANEXO I - Parecer do Código de Ética.....	111
ANEXO II – Esquema do Funcionamento do Software Desenvolvido	115

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Circulação sanguínea.	28
Figura 2 – Esqueleto fibroso do coração.	29
Figura 3 – Disposição das valvas cardíacas no esqueleto fibroso do coração.....	30
Figura 4 – Posicionamento dos músculos papilares e cordas tendíneas em relação a valva tricúspide.	31
Figura 5 – Funcionamento das valvas cardíacas durante a sístole e a diástole.	32
Figura 6 – Vista superior de valva aórtica e suas válvulas semilunares.....	32
Figura 7 – Reconstrução de imagens por meio de ultrassom.	35
Figura 8 – Formação da visualização 3D a partir da composição de múltiplos planos 2D.	35
Figura 9 – Renderização de volume.	36
Figura 10 – Associação de imagens para obtenção do efeito de profundidade no ecocardiograma.....	37
Figura 11 – Estenose de mitral com fusão das comissuras: A – Fusão de comissuras dos folhetos observado diretamente; B – Fusão de comissuras dos folhetos observados por ecocardiograma.....	37
Figura 12 – Medição de área de estenose mitral por planimetria direta.....	38
Figura 13 – Logo da OpenCV destacando-se o sistema de referência e os valores de alguns pixels.....	39
Figura 14 – Logo da OpenCV em diferentes escalas de cores: (a) RGB, (b) cinza e (c) binária.	40
Figura 15 – Logo da OpenCV com as linhas cinzas representando os contornos.....	41
Figura 16 – Impressora 3D fechada.....	42
Figura 17 – Funcionamento da técnica FFF.	43
Figura 18 – Representação do resultado de um exame de ecocardiograma: a) Superfície tridimensional gerada, b) c) e d) vista lateral, frontal e superior, respectivamente.....	46
Figura 19 - Imagens obtidas pela marca (a) Phillips, com 5 mm de escala e (b) GE, com 2 cm de escala.....	47
Figura 20 – Aplicações futuras: (a) prótese mitral biológica; (b) Defeito do septo atrial... ..	47
Figura 21 – Fluxograma representando as etapas aplicadas no processamento digital das imagens.....	48
Figura 22 – Vídeo da Phillips, de 2 s, com alguns de seus frames.....	49

Figura 23 – FRAME 1 da Figura 22 (a) na escala RGB e (b) na escala cinza.	50
Figura 24 – Conversão do FRAME 1 da Figura 22 (a) na escala de cinza para escala binária: (b) com limiar de 25 e (c) com limiar de 80.	52
Figura 25 – FRAME 1 da Figura 22 com todos os contornos, (a) com limiar de 25 e (b) com limiar de 80.	53
Figura 26 – Identificação do contorno de interesse no FRAME 1 da Figura 22, para o limiar de 25.	53
Figura 27 – FRAME 21 da Figura 22 com o destaque do contorno que representa a maior área de abertura valvar.	54
Figura 28 – Pixels entre dois pontos verdes.	55
Figura 29 – Obtenção de frames a partir de vídeo da GE.	56
Figura 30 – Conversão da escala RGB para a escala de cinza do FRAME 1 da Figura 29.	57
Figura 31 – Identificação dos contornos e destaque da valva mitral do FRAME 1 da Figura 29.	57
Figura 32 – Reconhecimento do frame de maior abertura valvar do vídeo da Figura 29. ...	58
Figura 33 – Determinação da quantidade de pixels em vídeos da GE.	58
Figura 34 – Frame de um vídeo com vários elementos.	59
Figura 35– (a) Imagem completa com todos os contornos. (b) Imagem seccionada na região de interesse e seu contorno identificado.	60
Figura 36 – Influência do threshold na obtenção das áreas valvares (30 casos diferentes).	61
Figura 37 – Relação entre os valores dos limiares e a diferença entre os perímetros das áreas de máximas aberturas valvares (30 casos diferentes).	61
Figura 38 – Fluxograma da determinação do valor de threshold para cada caso.	62
Figura 39 – Desenhos para a avaliação da metodologia empregada no PDI.	63
Figura 40 – Quadrado com sua escala de 2 cm.	64
Figura 41 – Contorno, em vermelho, do desenho de número 14 da Figura 39.	65
Figura 42 - Tela inicial do software desenvolvido.	65
Figura 43 - Tela de execução dos vídeos da Phillips do software desenvolvido.	66
Figura 44 - Tela do software desenvolvido com os resultados obtidos dos vídeos da Phillips: exibição dos frames e das máximas aberturas valvares.	67
Figura 45 - Tela do software desenvolvido exibindo a região externa selecionada a partir do resultado obtido do vídeo da Phillips.	68
Figura 46 – Tela do software desenvolvido para definição do perfil do médico.	69

Figura 47 - Tela do software desenvolvido para emissão do laudo de acordo com os resultados obtidos.	69
Figura 48 - Tela do software desenvolvido para escolha entre os casos 1 e 2 dos vídeos da General Eletric.	70
Figura 49 - Tela de execução do software desenvolvido para os vídeos da General Eletric - Caso 1.	71
Figura 50 - Tela de execução do software desenvolvido para os vídeos da General Eletric - Caso 2.	71
Figura 51 - Tela do software desenvolvido para seleção da região de interesse dos vídeos da General Eletric - Caso 2.	72
Figura 52 – Tela do software desenvolvido com os resultados obtidos da General Eletric - Caso 2.	72
Figura 54 - Arquivos salvos pelo software desenvolvido.	73
Figura 55 – Visualização dos exames de ecocardiogramas 3D no Vesalius3D. (a) Vista tridimensional – valva mitral sendo representada de baixo para cima; (b) Momento de abertura máxima da valva mitral; (c) Momento de fechamento da valva mitral.	75
Figura 56 – Valvas mitrais prontas para a impressão 3D – softwares pagos: (a) Região generalizada e (b) apenas a valva mitral.	76
Figura 57 – Valva mitral pronta para impressão – software desenvolvido.	76
Figura 58 – (a) Desenho original e (b) desenho com zoom reduzido.	81
Figura 59 – Relatório emitido pelo software desenvolvido.	89
Figura 60 – (a) Uma das telas da versão final do software desenvolvido; (b) Única tela da versão inicial do software desenvolvido.	90
Figura 61 – Método de Bland-Altman para (a) casos sem estenose, (b) casos com estenose e (c) para todos os casos analisados.	93
Figura 62 – Casos específicos: (a) Contorno detectando a área de uma prótese mitral biológica; (b) Contorno identificando um defeito do septo atrial.	94
Figura 63 – Valvas mitrais impressas em material ABS a partir do Vesalius3D: (a) apenas a valva mitral aberta e (b) valva mitral aberta, no seu momento máximo, e suas redondezas.	94
Figura 64 – Valvas mitrais obtidas a partir do software desenvolvido.	95
Figura 65 - Valva mitral impressa em: (a) PETG e (b) material FLEX. Parâmetro de tamanho: (c) Moeda de 10 centavos.	96

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Comparação entre os métodos e os resultados de diferentes trabalhos na área.	22
Tabela 2 – Áreas dos desenhos da Figura 39.	64
Tabela 3 – Comparação entre áreas reais e áreas advindas do PDI.....	78
Tabela 4 - Comparação entre áreas reais e áreas advindas do PDI com o zoom reduzido em 2x.	82
Tabela 5 – Comparação entre medições médicas e medições via processamento digital. ..	83
Tabela 6 – Diagnósticos obtidos.....	91
Tabela 7 – Impressões 3D de valvas mitrais com os materiais PETG e FLEX a partir do software desenvolvido.	97

LISTA DE SÍMBOLOS E ABREVIATURAS

DCV - Doença Cardiovascular	MDCT - Tecnologia de Tomografia Computadorizada com Detector
UI – Intervalo de Incerteza	3DCM - Modelagem Computacional Tridimensional
CV - Cardiovasculares	RGB - Red, Green, Blue
FR – Febre Reumática	FFF - <i>Fused Filament Fabrication</i>
ETT - Ecocardiograma Transtorácico	PLA - <i>Polylactic Acid</i>
ETE - Ecocardiograma Transesofágico	ABS - <i>Acrylonitrile Butadiene Styrene</i>
VM - Valva Mitral	PC - <i>PolyCarbonate</i>
VMCB - Valvuloplastia Mitral Percutânea por Cateter Balão	PVA - <i>Polyvinyl alcohol</i>
TMVR - Substituição de Valva Mitral por Via Percutânea	HIPS - <i>High-Impact PolyStyrene</i>
AV - Atrioventriculares	HDPE - <i>High-Density PolyEthylene</i>
EM - Estenose Mitral	CEP - Código de Ética e Pesquisa
IM - Insuficiência Mitral	FESC - <i>Fellow</i> da Sociedade Europeia de Cardiologia
TC - Tomografia Computadorizada	r - Coeficiente de correlação linear
RMC - Ressonância Magnética	IC – Intervalo de Confiança
PDI - Processamento Digital de Imagens	P - Nível de significância

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

Neste capítulo será apresentada a contextualização do tema proposto da pesquisa, assim como sua importância e trabalhos realizados na área (estado da arte), com o intuito de demonstrar a contribuição do estudo em questão. Além disso, são expostos os objetivos, tanto gerais quanto específicos, e a maneira como esta tese foi organizada.

1.1 INTRODUÇÃO

As doenças cardiovasculares estão entre as principais causas de morbidade e mortalidade no mundo, impactando no estado geral, bem-estar e expectativa de vida dos indivíduos. Mesmo sabendo que a ocorrência das doenças cardiovasculares é cada vez mais prevalente em relação ao envelhecimento populacional, questões como as disparidades raciais, socioeconômicas e geográficas também são relevantes (COHEN *et al.*, 2010).

As Doenças Cardiovasculares (DCVs) são comuns, têm baixa taxa de sobrevivência e estão aumentando em todo o mundo. Os casos de DCV quase dobraram de 271 milhões (intervalo de incerteza (UI) de 95%: 257 a 285 milhões) em 1990 para 523 milhões (95% UI: 497 a 550 milhões) em 2019, e o número de mortes por DCV aumentou constantemente de 12,1 milhões (95% UI: 11,4 a 12,6 milhões) em 1990, chegando a 18,6 milhões (95% UI: 17,1 a 19,7 milhões) em 2019 (ROTH *et al.*, 2019).

Em 2021, a incidência de doença cardíaca valvar foi de 64 por 100.000 pessoas-ano, com estenose aórtica (47,2%), regurgitação mitral (24,2%) e regurgitação aórtica (18,0%) contribuindo com a maioria dos diagnósticos valvares (SALIM *et al.*, 2021).

No Brasil, embora as taxas de mortalidade e incapacidade relacionadas com o ano de vida estejam diminuindo, possivelmente como resultado de políticas de saúde bem-sucedidas, o número total de doenças cardiovasculares está aumentando, principalmente devido ao envelhecimento e adoecimento da população (NASCIMENTO *et al.*, 2018).

A presença dos fatores de risco clássicos (hipertensão, dislipidemia, obesidade, sedentarismo, tabagismo, diabetes e histórico familiar) aumenta a probabilidade pré-teste de doença cardiovascular e norteia a prevenção primária, ou seja, a prevenção que evita que um indivíduo seja acometido por uma doença, como também norteia a prevenção secundária, que corresponde ao tipo de prevenção que ocorre quando um indivíduo já é acometido por uma doença, mas tende-se a evitar que a doença possa progredir. Vários outros fatores, incluindo questões sociodemográficas, étnicas, culturais, dietéticas e comportamentais, podem também explicar as diferenças na carga de DCV entre as populações e suas tendências ao longo das décadas (TARASOUTCHI *et al.*, 2011).

A implementação de políticas de saúde, entre elas, o estímulo aos hábitos de vida saudáveis, o acesso as medidas para prevenção primária e secundária de DCV, associadas ao tratamento de eventos cardiovasculares (CV), é essencial para o controle das DCV em todos os países, incluindo o Brasil. A experiência dos múltiplos centros brasileiros na condução de pacientes portadores de valvopatias é única no cenário mundial e são várias as publicações em revistas de bom impacto. No panorama brasileiro, destaca-se a experiência com Febre Reumática (FR), o conhecimento da história natural das valvopatias, o desenvolvimento de técnicas cirúrgicas e próteses, a experiência com bioprótese, o manejo de anticoagulação, entre outros (TARASOUTCHI *et al.*, 2011).

Ao se analisar o aspecto anatômico e a fisiológico do coração, torna-se evidente o motivo pelo qual as repercussões de doenças cardiovasculares, tanto locais quanto sistêmicas, são tão marcantes e características desse sistema. Nesse aspecto, tanto as valvas cardíacas, atrioventriculares, mais precisamente a valva tricúspide e a mitral, quanto a valva aórtica e a pulmonar, podem ser acometidas por alterações estruturais, por isso um diagnóstico preciso tanto anatômico, quanto funcional, é fundamental para o correto manejo das valvopatias (TARASOUTCHI *et al.*, 2011).

Ao se analisar o aparelho mitral, sabe-se que é composto por dois folhetos e uma valva em forma de anel localizada entre o ventrículo esquerdo e átrio esquerdo do coração. A valva funciona como uma vedação, impedindo que o sangue retorne ao átrio quando o ventrículo se contrai. A estenose mitral é uma complicação comum da febre reumática, com alta prevalência em países subdesenvolvidos (ENRIQUEZ-SARANO, AKINS e VAHANIAN, 2009).

Dentre os exames de imagem mais comuns, o ecocardiograma é a modalidade de exame mais utilizada na avaliação de doenças valvares mitrais. Isso é possível pois se trata

de uma técnica mais prontamente disponível e amplamente utilizada para avaliar função e estrutura. O ecocardiograma combina imagem em tempo real sem a presença de radiação ionizante, servindo hoje como espinha dorsal para a área de exames de imagem cardiovasculares (ANDREASSEN *et al.*, 2020).

O ecocardiograma é tanto utilizado como modalidade de triagem para indivíduos saudáveis e assintomáticos, quanto para diagnosticar e gerenciar pacientes com doenças cardiovasculares complexas. Para indicações que variam de cardiomiopatias a cardiopatias valvares, o ecocardiograma é necessário e suficiente para diagnosticar muitas dessas doenças. O exame pode ser Ecocardiograma Transtorácico (ETT) ou o Ecocardiograma Transesofágico (ETE). O (ETE) é o ecocardiograma recomendado como modalidade de imagem gráfica para avaliação especial de doenças valvulares. Durante os exames de ETE, a sonda é posicionada dentro do esôfago. Estudos descobriram que o ETE 3D é superior ao ETE 2D na localização de patologias relacionadas à insuficiência mitral. O ETE também é adequado para orientar intervenções cirúrgicas necessárias (ANDREASSEN *et al.*, 2020).

Seguindo as mesmas tendências, os procedimentos minimamente invasivos para correção de valvopatias estão se tornando muito utilizados e, com isso, necessitam de um apoio consideravelmente maior da precisão dos exames de imagem. Um exemplo bem-sucedido consiste no implante da válvula aórtica transcater (TAVR), que promoveu profundas implicações no tratamento da valva da aorta, sendo considerado uma modalidade de tratamento cirúrgico útil comprovado por trabalhos de não inferioridade. (REARDON *et al.*, 2017).

Na mesma linha de desenvolvimento, esses tipos de procedimentos para valvas mitrais também se tornam cada vez mais consolidados, como a Valvuloplastia Mitral Percutânea por Cateter-Balão (VMCB) e outras ainda em evolução como a substituição de Valva Mitral por Via Percutânea ou TMVR (*transcatheter MV replacement*). Tais técnicas visam tratar clinicamente doenças crônicas da valva mitral (VM) ou reparar valvas bioprotéticas degeneradas, quando o risco de cirurgia cardíaca aberta é proibitivo (SABBAGH *et al.*, 2018).

Logo, com o surgimento de intervenções mitrais baseadas em transcater, o sucesso desses procedimentos de alto risco está diretamente relacionado a uma abordagem da equipe de saúde para a seleção ideal do paciente e, acima de tudo, uma abordagem via imagem multimodalidade para uma compreensão abrangente da patologia da VM. A comunicação

entre os responsáveis pela produção dos exames de imagem e os executores do procedimento se torna crucial para o sucesso dessa tecnologia de TMVR (MACKENSEN *et al.*, 2018).

Todavia, apesar de sua importância clínica, há variação na interpretação humana de imagens de ecocardiograma e isso pode impactar o atendimento clínico. As diretrizes de treinamento para cardiologistas reconhecem o valor da experiência na interpretação de imagens de ecocardiograma, de forma que o treinamento básico em cardiologia pode ser insuficiente para interpretar os ecocardiogramas ao mais alto nível (GHORBANI *et al.*, 2020).

Dada a importância dos exames de imagem, a aplicação de sistemas automatizados para a interpretação de imagens cardiovasculares pode melhorar a estratificação de riscos pré e pós-operatórios, gerenciar o risco cardiovascular específico de pacientes com doença oncológica submetidos à quimioterapia e auxiliar no diagnóstico de outras doenças cardiovasculares. Além disso, outros trabalhos aplicam o *Machine Learning* a imagens médicas, que com o auxílio da interpretação de especialistas, aumentam a confiabilidade do processo. Logo, a densidade de informações médicas dispostas, acompanhada de anotações e interpretações anteriores de relatórios clínicos podem acelerar muito a adoção das técnicas de *Machine Learning* na área médica de imagem (GHORBANI *et al.*, 2020).

Seguindo essa necessidade da medicina em utilizar tecnologias associadas ao trabalho médico, é possível destacar o direcionamento de diversas pesquisas em desenvolver soluções que visam promover a redução dos erros presentes na dependência da perícia do profissional, tendo assim o uso de inteligência artificial e visão computacional (empregando, como exemplo, processamento de sinais com o formato de matrizes, também chamado de Processamento Digital de Imagens (PDI)), considerável relevância na atualidade.

MELO *et al.*, 2010, desenvolveram um método semiautomático que determina a variação da área ventricular em ecocardiogramas 2D dinâmicos usando técnicas de PDI, como média de tempo, redução de ruído baseada em wavelets, filtragem de aprimoramento de borda, operações morfológicas, modificação de homotopia e segmentação de bacias hidrográficas. Tal método tornou-se útil para analisar a função ventricular global por medidas de área.

BAZZAN *et al.*, 2011, desenvolveram uma estrutura computacional para a avaliação quantitativa de respostas contráteis de miócitos cardíacos neonatais isolados a partir de processamento de imagens. A abordagem computacional descrita fornece uma avaliação abrangente da contração miocítica cardíaca neonatal sem a necessidade de instrumentação

elaborada. Além disso, ela pode ser utilizada para avaliar mudanças no comportamento contrátil resultante da intervenção medicamentosa, ou em outras aplicações comuns de cardiócitos neonatais.

SAINE *et al.*, 2012, apresentaram uma técnica de detecção automática dos contornos dos átrios e ventrículos esquerdos a partir de ecocardiogramas 2D com o objetivo de determinar as áreas de dilatações dessas câmaras em pacientes com insuficiência valvar mitral.

SOKOLOV, 2013, realizou um estudo para o delineamento automático das bordas interna e externa das câmaras cardíacas para todos os *frames* do vídeo de origem, empregando uma nova técnica para melhorar a precisão e a estabilidade do algoritmo clássico de rastreamento de manchas, levando em consideração as características da imagem em vídeo do exame de ultrassom do coração. Obteve resultados com alto grau de precisão e estabilidade nas análises dos exames de ecocardiogramas.

HOKKA *et al.*, 2015, aplicaram Correlação de Imagem Digital 3D para realização de medições rápidas e precisas da cinética e deformação do coração durante uma cirurgia cardíaca. Constataram que essa técnica tem potencial para ser usada como uma ferramenta sensível para o cirurgião monitorar a função cardíaca. Seus resultados mostraram que foi possível identificar o padrão natural do funcionamento do coração, podendo expandir e melhorar sua aplicação com a utilização de câmeras e computadores mais potentes.

ÁQUILA *et al.*, 2016, apresentaram o uso de uma ferramenta chamada Siemens eSie Valves na qual foi possível determinar automaticamente uma série de parâmetros do anel valvar mitral, como área, diâmetros anteroposteriores e posterolateral, e distância intertrigonal. Logo, este estudo comparou as alterações anatômicas existentes entre os processos de regurgitação mitral funcional e orgânica a partir da aquisição automática das medidas valvares.

KWON *et al.*, 2018, aplicaram *deep learning* para previsão de mortalidade hospitalar devido a doenças do coração, a partir de ecocardiografia. Segundo esse trabalho, a técnica de *deep learning* teve mais acurácia na detecção da mortalidade entre pacientes com doenças de coração do que os modelos já existentes.

MAHADI *et al.*, 2019, verificaram o uso de PDI em ecocardiogramas 2D para transformar cortes de exames em um conjunto de pixels e assim determinar a distância de pontos que poderiam medir o diâmetro de uma valva mitral em uma determinada incidência.

OSTVIK *et al.*, 2019, verificaram a possibilidade da aplicação de Redes Neurais Artificiais (RNAs) na classificação de imagens transtorácicas obtidas por ecocardiografia. A conclusão foi satisfatória para a implementação em ecocardiografia 2D.

GÖK, ÇINAR e SAYAR, 2019, utilizaram ecocardiogramas transesofágicos e compararam a medida da área valvar mitral pela técnica Vena Contracta Area. Como resultado, encontraram alta correlação dos resultados obtidos pela técnica Vena Contracta Area com a ecocardiografia planimétrica 3D.

SAKAMIYA *et al.*, 2020, criaram uma plataforma para o monitoramento online do comportamento contrátil do coração, que são as principais características funcionais do tecido cardíaco, empregando simultaneamente um sistema de processamento de imagem e de detecção piezoelétrica. Avaliaram também a influência de medicamentos como o isoproterenol e a doxorrubicina no comportamento contrátil do coração. Os resultados da reatividade medicamentosa fornecida por esses dois sistemas de medição foram consistentes com os relatórios anteriores que eles possuíam, demonstrando a confiabilidade da plataforma desenvolvida e seu potencial para uso em aplicações de triagem relacionadas a medicamentos.

NIZAR *et al.*, 2020, usaram rede neural convolucional para a detecção, em tempo real, da valva aórtica do coração em exames de ecocardiograma, com a finalidade de auxiliar o exame médico, uma vez que um sistema de detecção automatizado em um ecocardiograma pode melhorar a precisão do diagnóstico médico e pode fornecer análises médicas adicionais a partir da detecção resultante. Concluíram, portanto, que essa ferramenta pode ser de grande ajuda para fins médicos.

FARAJI *et al.*, 2020, apresentaram um novo algoritmo automático para a detecção do quadro da diástole média a partir de exames de ecocardiograma 2D. A detecção automática da região aproximada do orifício da valva mitral foi feita pela combinação da transformada circular de Hough e dos algoritmos k-means.

SHAHID e SCHIZAS, 2020, produziram um novo algoritmo que processa vídeos de ecocardiogramas e rastreia o movimento dos folhetos da válvula mitral e, assim, estima se o movimento é sintomático de um coração saudável ou doente. Este algoritmo utiliza a limiarização automática de Otsu. A estimativa do movimento da valva em quadros subsequentes é usada para determinar se o movimento é regular ou afetado por doença cardíaca. Testes realizados com vídeos contendo corações saudáveis e doentes atestaram a eficácia do método empregado.

GONZALES *et al.*, 2021, desenvolveram um algoritmo de processamento de imagem automatizado para segmentação do átrio esquerdo em ressonância magnética cardíaca. O algoritmo combina rastreamento da valva mitral, cálculo de limiar automatizado, detecção de contorno, rastreamento de borda com base no algoritmo de Dijkstra e pós-processamento envolvendo suavização e interpolação. Ele foi desenvolvido no Matlab R2019a e implantado no software Segment v3.1 R8109. O tempo total de processamento da segmentação levaram 20 segundos por paciente, em comparação com cerca de 40 min da análise manual.

GÖK *et al.*, 2021, calcularam a área valvar em pacientes com estenose mitral reumática utilizando planimetria 3D por ecocardiografia transesofágica e compararam com o método de navegação mitral que está disponível em softwares como Phillips Q-lab. Ambos os métodos apresentaram alta correlação.

VAFAEZADEH *et al.*, 2021, aplicaram *deep learning* para o reconhecimento automático de próteses de valvas mitrais em imagens ecocardiográficas. Os resultados indicaram que é possível usar *deep learning* para fornecer respostas rápidas, altamente precisas e consistentes nas avaliações de ecocardiogramas em comparação com as avaliações médicas, pois foi possível diferenciar os casos com e sem próteses mitrais.

BARROS FILHO *et al.*, 2023, demonstraram que é possível detectar automaticamente a área de máxima abertura de valvas mitrais a partir de ecocardiogramas, empregando Processamento Digital de Imagem no desenvolvimento de leitura de vídeo. Esse artigo corresponde a um dos resultados deste projeto de Doutorado, que corresponde à continuação do estudo iniciado a nível de mestrado, intitulado “Obtenção de medidas de valva mitrais a partir de ecocardiograma utilizando processamento digital de imagens”.

HAUGE *et al.*, 2024, mediram a área de abertura de valvas mitrais de 72 pacientes com dois métodos diferentes e compararam os resultados. Utilizaram a planimetria 3D por ecocardiografia transesofágica e o método Doppler *pressure half-time*. Os resultados mostraram que o método Doppler *pressure half-time* é menos eficiente no cálculo de áreas valvares, principalmente nos casos de estenoses mais severas.

Além de todas as aplicações citadas ao longo do texto, a impressão 3D, também conhecida como manufatura aditiva, é uma tecnologia que está alcançando notoriedade e está cada vez mais inserida na área da saúde. A impressão 3D, nesses casos, possui a finalidade de auxiliar no planejamento de procedimentos cirúrgicos e na obtenção de próteses com a anatomia específica de cada paciente.

Idealmente, um modelo cardiovascular impresso em 3D deve imitar tanto a aparência quanto as propriedades mecânicas do órgão vivo. Para teste de dispositivo *in vitro* e/ou simulação de procedimento, o modelo impresso em 3D também deve imitar o comportamento dinâmico do órgão cardiovascular ao longo de um ciclo. No entanto, ainda é um desafio encontrar materiais que combinem perfeitamente com os tecidos biológicos devido à incapacidade desses materiais de imitar o comportamento não linear e anisotrópicos dos tecidos biológicos (WANG *et al.*, 2016; WANG *et al.*, 2021).

MARIJA *et al.*, 2016, constataram que a valva mitral pode ser reconstruída digitalmente a partir de ferramentas de imagens clínicas atualmente disponíveis. Utilizaram ecocardiograma 3D transesofágico e tomografia computadorizada para adquirir imagens de três pacientes avaliados para um reparo de valva mitral com uso de cateter. Aplicaram métodos de impressão 3D multimaterial e obtiveram réplicas com a anatomia específica de cada paciente.

NICOLETTE, JAMES e NALINI, 2019, utilizaram impressão 3D de valvas mitrais a partir de tomografia computadorizada. O estudo sugere que, com o avanço da impressão 3D, uma valva mitral impressa de um paciente poderá ser usada como uma ferramenta clínica. Além disso, verificou, através de um estudo qualitativo, que a impressão 3D auxilia na melhor visualização das valvas e na detecção de possíveis doenças.

A tecnologia de tomografia computadorizada com detector (MDCT) pode reconstruir com precisão a valva mitral por meio de modelagem computacional tridimensional (3DCM). A impressão 3D complementa a modelagem computacional e oferece às equipes de médicos a oportunidade de avaliar dispositivos em réplicas e tamanho real da anatomia cardíaca de pacientes específicos. A modelagem computacional 3D e a impressão 3D derivada do MDCT fornecem insights sem precedentes para facilitar o manuseio manual, o planejamento dos procedimentos, o treinamento de dispositivos e a avaliação retrospectiva dos procedimentos (JORIS *et al.*, 2021).

YANG *et al.*, 2021, realizaram impressões 3D de valvas mitrais para verificar o potencial dos moldes nas análises das características morfológicas das doenças reumáticas e degenerativas antes e depois das cirurgias. Ou seja, simularam o reparo da valva mitral em modelos de impressão 3D. A aquisição dos exames foi realizada com ecocardiografia transesofágica (ETE) 3D e foram exportados para o software de segmentação de imagens médicas Materialize Mimics, versão 19.0, Materialise, Leuven, Bélgica. Concluíram, portanto, que o modelo de impressão 3D pode ser aplicado para simulação de reparo mitral,

fornecendo informações para tomada de decisão clínica com base nas alterações morfológicas após cirurgia.

LAVIE-BADIE *et al.*, 2021, criaram, a partir de tomografia computadorizada, um modelo impresso em 3D da valva mitral de um paciente de 82 anos que apresentava recorrência de um caso grave de regurgitação. O modelo 3D foi útil para melhorar a discussão e obter um consentimento da equipe médica.

ZHAI *et al.*, 2022, descreveram a substituição da valva tricúspide transcater usando a LuX-Valve (prótese de valva autoexpansível) e orientação pré-procedimento com impressão 3D. Devido ao alto risco cirúrgico de um paciente com 76 anos que apresentava dor no peito e falta de ar, além de ter implantado uma válvula mitral mecânica em 2001 e ter substituído a valva aórtica em 2021, o procedimento foi simulado com um modelo tridimensional (3D) impresso. Como resultado, o pós-procedimento foi significativamente reduzido, indicando que a impressão 3D desempenhou um papel importante na orientação pré-procedimento e que o LuX-Valve foi seguro e praticável para substituição da válvula tricúspide.

FISCHER *et al.*, 2023, analisaram os efeitos da realização do procedimento de reparo valvar mitral em modelos personalizados de silicone um dia antes da cirurgia. Os pacientes foram rotineiramente examinados com ecocardiografia transesofágica pelo menos cinco dias antes da cirurgia por um ecocardiografista experiente. Os arquivos dos exames foram salvos no formato DICOM e convertidos em coordenadas cartesianas para a modelagem manual em um software interno customizado e para a posterior impressão 3D. Com isso, o emprego dos modelos impressos nas simulações ajudou a reduzir o tempo de inspeção inicial da valva devido ao melhor entendimento da patomorfologia.

Nesse contexto, este trabalho contribuiu para auxiliar os médicos no diagnóstico de estenose mitral a partir de um software compatível com vídeos de ecocardiogramas de diferentes fabricantes, com a finalidade de reduzir erros humanos (devido cansaço e fadiga, por exemplo), inclusive em casos mais complexos como arritmias cardíacas, e de reduzir o tempo na obtenção do diagnóstico. Além disso, contribuiu para obtenção de impressões 3D de valvas mitrais que podem ser empregadas em análises didáticas e pré-operatórias, com o intuito de tornar o procedimento invasivo mais assertivo e de reduzir o tempo da operação cirúrgica.

Por fim, a Tabela 1 destaca as técnicas e ferramentas aplicadas pelos trabalhos citados ao longo do texto, juntamente com os seus resultados obtidos, a fim de evidenciar o

avanço dos estudos na área e de exibir a contribuição deste trabalho em comparação com os demais.

Tabela 1 – Comparação entre os métodos e os resultados de diferentes trabalhos na área.

Autores	Técnicas e Ferramentas Aplicadas	Resultados
MELO <i>et al.</i> , 2010	<ul style="list-style-type: none"> • Média de tempo; • Redução de ruído baseada em wavelets; • Filtragem de aprimoramento de borda; • Operações morfológicas; • Modificação de homotopia; • Segmentação de bacias hidrográficas. 	Método semiautomático que determina a variação da área ventricular em ecocardiogramas 2D dinâmicos.
BAZZAN <i>et al.</i> , 2011	<ul style="list-style-type: none"> • Processamento Digital de Imagem. 	Avaliação quantitativa de respostas contráteis de miócitos cardíacos neonatais isolados.
SAINE <i>et al.</i> , 2012	<ul style="list-style-type: none"> • Detecção de Contornos. 	Determinação das áreas de dilatações dos átrios e ventrículos esquerdos a partir de ecocardiogramas 2D.
SOKOLOV, 2013	<ul style="list-style-type: none"> • Algoritmo de rastreamento de manchas com melhoramentos para aumentar sua precisão e estabilidade. 	Delineamento automático das bordas interna e externa das câmaras cardíacas para todos os <i>frames</i> do vídeo de origem.
HOKKA <i>et al.</i> , 2015	<ul style="list-style-type: none"> • Correlação de Imagem Digital 3D. 	Identificação do padrão natural do funcionamento do coração.
ÁQUILA <i>et al.</i> , 2016	<ul style="list-style-type: none"> • Siemens eSie Valves. 	Determinação automática de uma série de parâmetros do anel valvar mitral, como área, diâmetros anteroposteriores e posterolateral, e distância intertrigonal.
MARIJA <i>et al.</i> , 2016	<ul style="list-style-type: none"> • Métodos de impressão 3D multimatéria. 	Impressão 3D de valvas mitrais a partir de ecocardiograma 3D transesofágico e tomografia computadorizada.
KWON <i>et al.</i> , 2018	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Deep Learning</i>. 	Previsão de mortalidade hospitalar devido a doenças do coração, a partir de ecocardiografia.
MAHADI <i>et al.</i> , 2019	<ul style="list-style-type: none"> • Processamento Digital de Imagem. 	Medição do diâmetro de uma valva mitral em uma determinada

		incidência a partir de ecocardiogramas 2D.
OSTVIK <i>et al.</i> , 2019	<ul style="list-style-type: none"> • Redes Neurais Artificiais. 	Classificação de imagens transtorácicas obtidas por ecocardiografia.
GÖK, ÇINAR e SAYAR, 2019	<ul style="list-style-type: none"> • Técnica Vena Contracta Area. 	Medição da área valvar mitral a partir de ecocardiogramas transesofágicos.
NICOLETTE, JAMES e NALINI, 2019	<ul style="list-style-type: none"> • Impressão 3D 	Impressão 3D de valvas mitrais a partir de tomografia computadorizada.
SAKAMIYA <i>et al.</i> , 2020	<ul style="list-style-type: none"> • Processamento Digital de Imagem; • Detecção piezoelétrica. 	Criação de uma plataforma para o monitoramento online do comportamento contrátil do coração.
NIZAR <i>et al.</i> , 2020	<ul style="list-style-type: none"> • Rede Neural Convolutacional. 	Detecção, em tempo real, da valva aórtica do coração em exames de ecocardiograma.
FARAJI <i>et al.</i> , 2020	<ul style="list-style-type: none"> • Transformada circular de Hough; • Algoritmos k-means 	Novo algoritmo automático para detecção do quadro da diástole média a partir de exames de ecocardiograma 2D.
SHAHID e SCHIZAS, 2020	<ul style="list-style-type: none"> • Limiarização automática de Otsu. 	Novo algoritmo que processa vídeos de ecocardiogramas e rastreia o movimento dos folhetos da válvula mitral.
GONZALES <i>et al.</i> , 2021	<ul style="list-style-type: none"> • Rastreamento de valva mitral; • Cálculo de limiar automatizado; • Detecção de contorno; • Rastreamento de borda com base no algoritmo de Dijkstra; • Pós-processamento envolvendo suavização e interpolação. 	Desenvolvimento de um algoritmo de processamento de imagem automatizado para segmentação do átrio esquerdo em ressonância magnética cardíaca com o uso do Matlab R2019a e Segment v3.1 R8109.
GÖK <i>et al.</i> , 2021	<ul style="list-style-type: none"> • Planimetria 3D por ecocardiografia transesofágica; • Método de navegação mitral disponível em softwares como Phillips Q-lab. 	Calculo da área valvar em pacientes com estenose mitral.
VAFEEZADEH <i>et al.</i> , 2021	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Deep Learning</i>. 	Reconhecimento automático de próteses de valvas mitrais em imagens ecocardiográficas.

YANG <i>et al.</i> , 2021	<ul style="list-style-type: none"> • Impressão 3D a partir do Materialize Minics versão 19.0. 	Impressões 3D de valvas mitrais a partir de ecocardiogramas transesofágicos.
LAVIE-BADIE <i>et al.</i> , 2021	<ul style="list-style-type: none"> • Impressão 3D. 	Impressão 3D de valva mitral a partir de tomografia computadorizada.
ZHAI <i>et al.</i> , 2022	<ul style="list-style-type: none"> • Impressão 3D. 	Impressão 3D empregada na orientação de pré-procedimento para substituição da valva tricúspide transcater usando a LuX-Valve.
FISCHER <i>et al.</i> , 2023	<ul style="list-style-type: none"> • Impressão 3D a partir de arquivos DICOM. 	Análise dos efeitos da realização do procedimento de reparo valvar mitral em modelos personalizados de silicone um dia antes da cirurgia.
HAUGE <i>et al.</i> , 2024	<ul style="list-style-type: none"> • Planimetria 3D por ecocardiografia transesofágica; • Método Doppler <i>pressure half-time</i>. 	Medição da área de abertura de valvas mitrais com dois métodos diferentes e comparação dos resultados.
ESTE TRABALHO	<ul style="list-style-type: none"> • Processamento Digital de Imagem – <i>Thresholding</i>; • Impressão 3D. 	Software desenvolvido no python para cálculo da área de máxima abertura de valvas mitrais a fim de detectar estenose mitral e impressão 3D das valvas a partir de ecocardiogramas transesofágicos 3D.

Fonte: AUTOR, 2025.

1.2 OBJETIVOS

O presente trabalho tem como objetivo automatizar a determinação da área de máxima abertura de valvas mitrais e realizar sua impressão 3D, utilizando Processamento Digital de Imagens (PDI) em exames de ecocardiogramas transesofágicos tridimensionais (ETE 3D) de planimetria direta, com o desenvolvimento de um software.

1.2.1 Objetivos Específicos

Com a finalidade de atingir os objetivos, foram definidos os seguintes objetivos específicos:

- 1) Aplicar Processamento Digital nos vídeos advindos de exames de ecocardiogramas, para identificação da área de máxima abertura valvar - parâmetro de fundamental importância para a verificação da existência ou não de estenose;
- 2) Avaliar a eficácia da técnica de segmentação de imagens conhecida como *Thresholding* na detecção de estenose mitral;
- 3) Desenvolver um software, com linguagem Python, que possibilite a identificação da área de máxima abertura valvar, para verificação da existência ou não de estenose, e que permita a obtenção de parâmetros necessários para impressão 3D de valvas com ou sem estenose (contorno interno e externo da valva mitral);
- 4) Tornar o software intuitivo, de fácil manuseio, de fácil instalação, compatível com vídeos advindos de diferentes equipamentos de ecocardiograma (como os da Phillips e da General Electric) e que independa de conhecimento prévio de programação e de processamento digital de imagem por parte do usuário;
- 5) Comparar as medições das áreas de máximas aberturas valvares obtidas por especialistas e pelo software desenvolvido;
- 6) Testar a viabilidade da impressão 3D a partir de exames de ecocardiograma;
- 7) Testar a impressão 3D com materiais diferentes (PETG e FLEX);
- 8) Adquirir os contornos internos e externos das valvas mitrais por meio do software desenvolvido para a impressão 3D das valvas mitrais e comparar com as impressões 3D advindas de softwares pagos.

1.3 ORGANIZAÇÃO DA TESE

A tese está construída em 5 capítulos, organizados da seguinte maneira:

Capítulo I: Contextualiza o trabalho e demonstra projetos realizados na área. Ele contém a introdução, os objetivos e o modo como a tese está organizada.

Capítulo II: Aborda o referencial teórico necessário para a elaboração deste trabalho. Engloba conteúdos como o funcionamento do coração, valvas cardíacas e suas valvopatias (dando ênfase à estenose mitral). Além disso, contém assuntos como ecocardiograma, processamento digital de imagens e impressão 3D.

Capítulo III: Apresenta a metodologia adotada, descrevendo os procedimentos utilizados desde a obtenção dos exames até o desenvolvimento final do software. Apresenta, também, os procedimentos usados para a realização da impressão 3D de valvas mitrais.

Capítulo IV: Faz um levantamento dos resultados obtidos, assim como uma discussão sobre os mesmos.

Capítulo V: Fornece as conclusões do trabalho e sugestões para projetos futuros.

CAPÍTULO II

REFERENCIAL TEÓRICO

Neste capítulo serão abordados tópicos relacionados ao funcionamento do coração, com destaque para as valvas cardíacas, uma vez que a análise da presença de estenose em valvas mitrais é de interesse deste trabalho. Também serão apresentados conteúdos como ecocardiograma e processamento digital de imagens, fundamentais para o entendimento das ferramentas empregadas na detecção da área de máxima abertura de valvas mitrais e na identificação da existência ou não de estenose. Por fim, serão retratados conceitos de impressão 3D, pois ela foi empregada neste projeto.

2.1 FUNCIONAMENTO DO CORAÇÃO

O coração trata-se basicamente de um órgão composto por quatro câmaras: átrios direito e esquerdo e ventrículos direito e esquerdo, ambos separados por um septo correspondente entre si. Os átrios são câmaras de recepção que bombeiam sangue para os ventrículos (as câmaras de ejeção). As ações sincrônicas das duas bombas atrioventriculares (AV) cardíacas (câmaras direita e esquerda) constituem o ciclo cardíaco. O ciclo começa com um período de alongamento e enchimento ventricular (diástole) e termina com um período de encurtamento e esvaziamento ventricular (sístole) (MOORE e DALEY, 2014).

Quanto à relação com o sistema circulatório, o coração consiste em duas bombas musculares que, embora adjacentes, atuam em série, dividindo a circulação em dois componentes: os circuitos ou circulações sistêmica e pulmonar. A circulação sistêmica corresponde ao conjunto de estruturas que tem como início o ventrículo esquerdo, passa pela artéria aorta e segue pelos vasos que transportam o sangue rico em oxigênio para todo o

corpo, depois recolhem o sangue pobre em oxigênio para retornar ao coração pela veia cava no átrio direito. A circulação pulmonar corresponde ao trajeto do sangue no coração que se inicia no ventrículo direito e segue até os pulmões para ocorrer a hematose, ou seja, a eliminação de gases compostos por carbono e o subsequente enriquecimento do sangue com oxigênio e, após isso, retornar dos pulmões para o átrio esquerdo no coração (MOORE e DALEY, 2014).

Na Figura 1 é possível observar um esquema que representa a relação do coração com o sistema circulatório. Além disso, é descrito o chamado leito capilar, em que se encontram um conjunto de capilares em que o sangue passa e se distribui para os órgãos, levando oxigênio e nutrientes e recolhendo metabólitos de reações celulares.

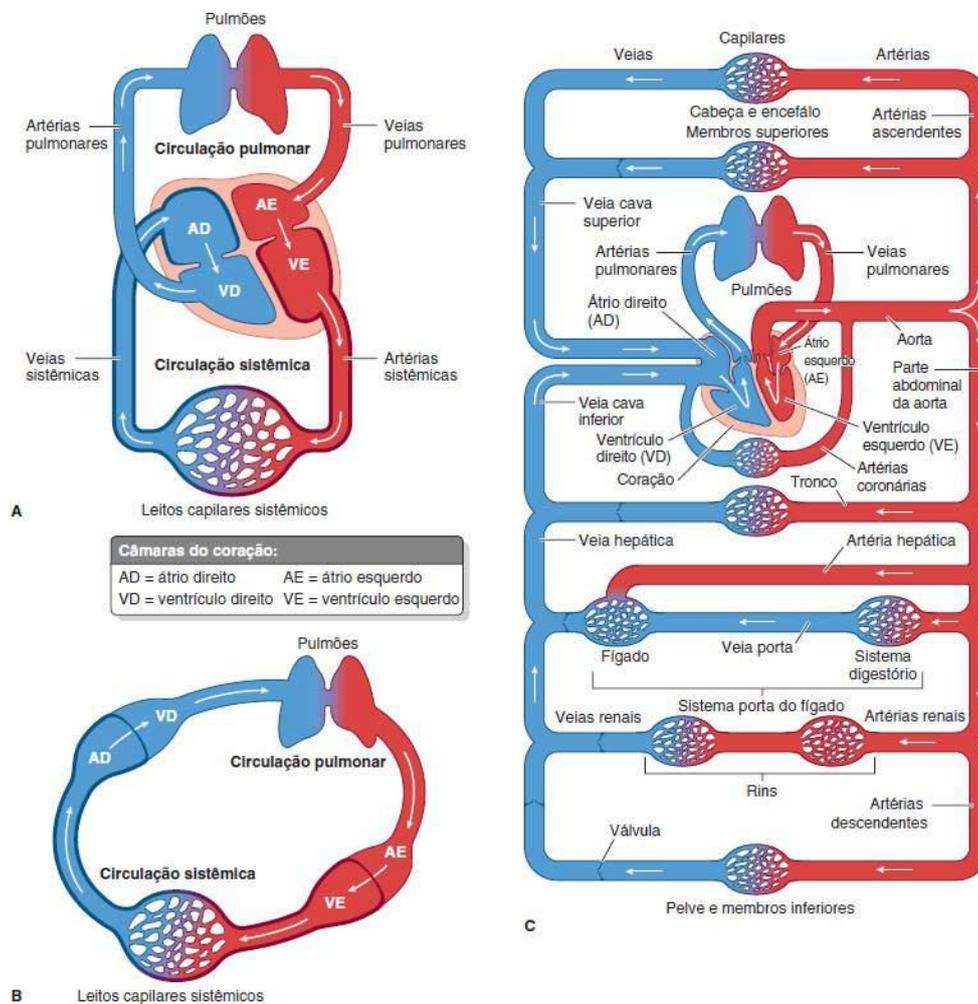


Figura 1 – Circulação sanguínea.

Fonte: MOORE e DALEY, 2014.

Tudo ocorre na forma de um movimento sincrônico, em que haverá sístoles e diástoles tanto dos ventrículos como dos átrios, sendo esses movimentos necessários para direcionar o sangue. Logo, o sangue chega aos átrios durante a diástole atrial enquanto que os ventrículos finalizam uma sístole com as valvas aorta e da artéria tronco pulmonar abertas e as valvas atrioventriculares fechadas. Logo em seguida, os átrios executam uma sístole que transporta o sangue para os ventrículos através das valvas atrioventriculares, sendo estes últimos em diástole. Por fim, os ventrículos executam a sístole ventricular, com as valvas atrioventriculares fechadas e as valvas da artéria tronco pulmonar e da artéria aorta abertas, tendo como consequência a ejeção do sangue que havia no ventrículo direito indo para os pulmões e o sangue que havia no ventrículo esquerdo saindo pela artéria aorta e se distribuindo por todo o corpo (GUYTON e HALL, 2011).

Todavia, existem outras estruturas, que não fazem parte do tecido muscular cardíaco, mas que desempenham atividade substancial no funcionamento do coração, como ocorre com as cordas tendíneas e principalmente as valvas cardíacas, que são foco neste estudo e serão melhores explanadas no próximo tópico.

2.2 VALVAS CARDÍACAS

As valvas cardíacas correspondem a elementos responsáveis pelo controle do fluxo do coração de forma unidirecional, sendo estas posicionadas em uma estrutura de sustentação chamada de esqueleto fibroso do coração, mostrada na Figura 2.

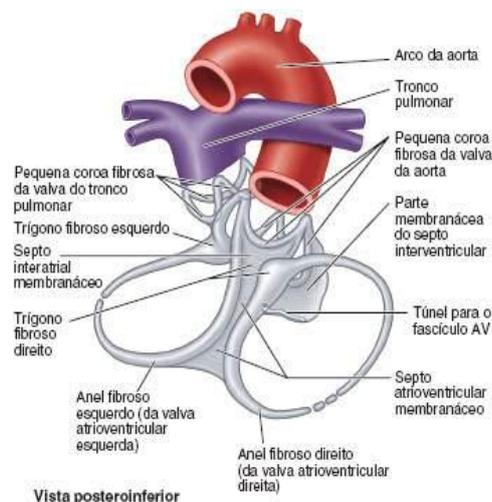


Figura 2 – Esqueleto fibroso do coração.

Fonte: MOORE e DALEY, 2014.

Ademais, uma valva é composta por um conjunto de válvulas, também chamadas de cúspides. Portanto, a valva atrioventricular direita, da artéria tronco pulmonar e da aorta são consideradas tricúspides, ou seja, são formadas por três folhetos, enquanto que a valva atrioventricular esquerda, ou mitral, é bicúspide, formada, então, por dois folhetos. Logo, torna-se válido conhecer mais a fundo estas estruturas, visto que o desenvolvimento de processos patológicos passa por alterações estruturais microscópicas, sendo estes importantes para diversas decisões clínicas.

2.2.1 Anatomia das Valvas Cardíacas

Ao analisar o funcionamento do coração e das valvas, conforme cada câmara cardíaca se contrai, um volume de sangue é impelido para cada ventrículo, ou para fora do coração, através de uma artéria. As valvas abrem e fecham em resposta às alterações de pressão quando o coração se contrai e relaxa. Cada uma das quatro valvas ajuda a assegurar o fluxo unidirecional do sangue, abrindo para deixar passar o sangue e fechando para evitar seu refluxo. Assim, pode-se observar na Figura 3 a disposição das valvas relacionadas com o esqueleto fibroso do coração (TORTORA *et al.*, 2013).

Ademais, estruturas como os músculos papilares e as cordas tendíneas (Figura 4) estão intimamente ligados ao correto funcionamento de abertura e fechamento das valvas que ficam entre átrios e ventrículos, as denominadas de atrioventriculares (AV).

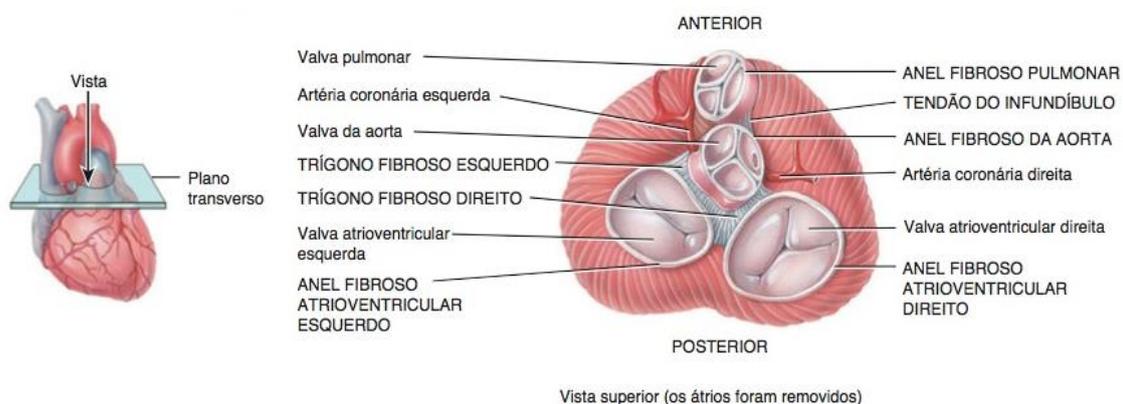


Figura 3 – Disposição das valvas cardíacas no esqueleto fibroso do coração.

Fonte: TORTORA *et al.*, 2013.

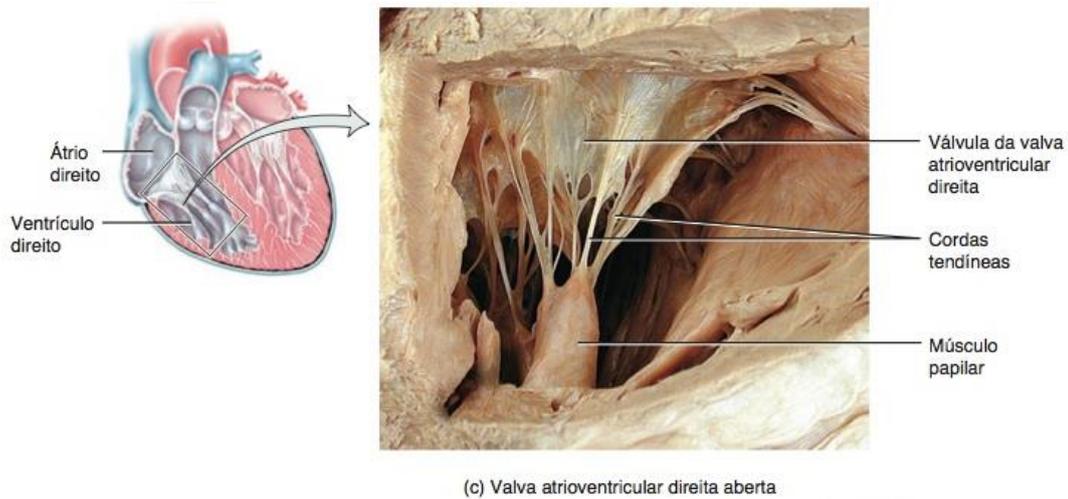


Figura 4 – Posicionamento dos músculos papilares e cordas tendíneas em relação a valva tricúspide.

Fonte: TORTORA *et al.*, 2013.

Quando uma valva AV está aberta, as extremidades arredondadas das válvulas se projetam em direção ao ventrículo. O sangue se movimenta dos átrios para os ventrículos por meio das valvas AV abertas. Nesse momento os músculos papilares estão relaxados e as cordas tendíneas estão frouxas. Quando os ventrículos se contraem, a pressão do sangue empurra as válvulas para cima até que suas margens se encontrem e fechem a abertura. Ao mesmo tempo, os músculos papilares também se contraem, o que puxa e retêm as cordas tendíneas, evitando a eversão (abertura na direção oposta, em direção aos átrios, em virtude da pressão ventricular mais alta) das válvulas da valva. Se as valvas AV ou as cordas tendíneas forem lesadas, o sangue pode refluir para os átrios quando os ventrículos se contraem (TORTORA *et al.*, 2013).

O funcionamento das valvas cardíacas pode ser verificado na Figura 5.

As valvas do tronco pulmonar e da aorta são conhecidas como valvas semilunares, porque são formadas por três válvulas com o formato de lua crescente como observado nas Figuras 3 e 6. Cada válvula se fixa à parede arterial por meio de sua margem externa convexa. As valvas semilunares permitem a ejeção do sangue do coração para as artérias, mas evitam o fluxo retrógrado do sangue para os ventrículos.

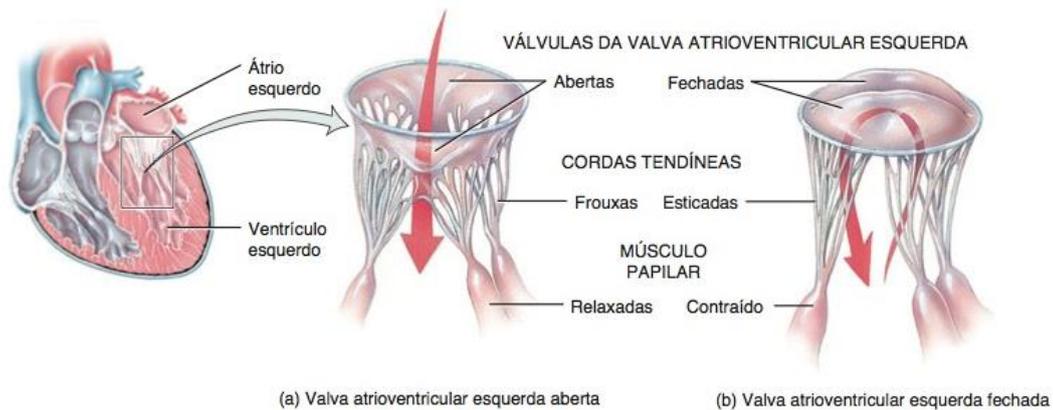


Figura 5 – Funcionamento das válvulas cardíacas durante a sístole e a diástole.

Fonte: TORTORA *et al.*, 2013.

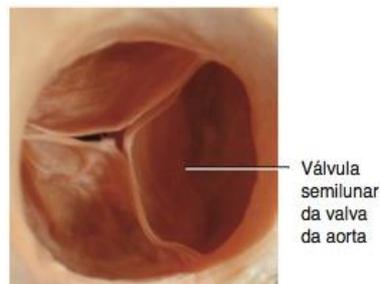


Figura 6 – Vista superior de válvula aórtica e suas válvulas semilunares.

Fonte: TORTORA *et al.*, 2013.

2.2.2 Valvopatias – Uma Visão Geral

As causas primárias das valvopatias são alterações valvares por calcificação associadas à idade e condições hereditárias ou congênitas. Entretanto, uma das causas que ainda tem grande prevalência no mundo, quase que exclusivamente nos países em desenvolvimento, corresponde a valvopatia reumática. No Brasil, os casos de valvopatia por febre reumática chegam até a 70% de todos os casos de doenças valvares diagnosticadas, diferentemente dos Estados Unidos e Europa, pois as melhores condições de vida e prevenção primária de doenças tornam tal problemática menos preocupante (TARASOUTCHI *et al.*, 2011).

A doença valvar pode chamar atenção do clínico devido a estenose, insuficiência (sinônimos: regurgitação ou incompetência), ou ambas. A estenose é a falha de uma válvula em abrir-se completamente, impedindo, assim, o fluxo para frente. A insuficiência resulta

da falha de uma valva em fechar-se completamente, permitindo, assim, um fluxo invertido. As consequências clínicas da disfunção valvar variam de acordo com a valva envolvida, o grau da lesão, o ritmo do início da doença, e a velocidade e qualidade dos mecanismos compensatórios (KUMAR *et al.*, 2016).

2.2.2.1 Estenose Mitral

Por se tratar da doença valvar mais comum na realidade brasileira, a atenção dada ao diagnóstico e evolução deste processo deve ser realizada a partir de sinais clínicos e um acompanhamento que envolve desde testes laboratoriais até exames de imagem.

A causa predominante de estenose mitral (EM) é a febre reumática. Cerca de 25% de todos os pacientes com doença cardíaca reumática apresentam EM pura e outros 40% apresentam EM e insuficiência mitral (IM) combinadas. O intervalo entre o episódio inicial de febre reumática e a evidência clínica de obstrução da valva mitral varia entre poucos anos até mais de 20 anos (BONOW *et al.*, 2017).

Para o caso da estenose por febre reumática, a ocorrência de mudanças peculiares da valva mitral, como o espessamento das bordas dos folhetos, a fusão das bordas dos folhetos valvares, o encurtamento e fusão das cordas tendíneas, são todas descritas como características diagnósticas. Na febre reumática aguda ocorre inflamação e edema dos folhetos, com o depósito de pequenos trombos de fibrina e plaquetas ao longo das zonas de contato dos folhetos. A cicatrização posterior leva a uma deformação característica da valva, com obliteração da arquitetura normal do folheto pela alteração na disposição das fibras do folheto, formação de vasos sanguíneos na região e aumento no depósito de colágeno, cálcio e outras células dentro do tecido valvar. Tudo isso como resultado de um processo infeccioso mal curado e uma reação imunológica que traz malefícios para o corpo ao tentar resolver o processo infeccioso (WUNDERLICH *et al.*, 2019).

2.3 ECOCARDIOGRAMA

A ecocardiografia permanece a modalidade de imagem cardíaca com um melhor nível de compreensão e mais comumente usada, e é geralmente considerada o primeiro teste de escolha para avaliar a estrutura e a função cardíaca na maioria das situações clínicas. Quando comparada com outros métodos de imagem, a ecocardiografia pode ser realizada rapidamente, com inconveniência e desconforto mínimos para o paciente no caso do

Ecocardiograma Transtorácico (ETT), em que o transdutor é colocado posicionado sobre o tórax. Todavia, algumas outras aplicações utilizam o Ecocardiograma Transesofágico (ETE), que se faz necessário para avaliar estruturas cardíacas mais profundas e com detalhamento maior, como as cordas tendíneas e a parte inferior das valvas. Além disso, tal exame fornece, imediatamente, informação clínica relevante a um custo relativamente baixo (BONOW *et al.*, 2017).

Como a ecocardiografia não é uma técnica tomográfica, como a Tomografia Computadorizada (TC) ou a Ressonância Magnética (RMC), a aquisição das imagens de ultrassom depende de um operador que aplique um transdutor de ultrassons no tórax do paciente. Assim, a precisão do exame depende da capacidade técnica do operador, que cada dia mais conta com o advento de ultrassons pequenos, portáteis, que complementam o exame físico. Dessa forma, os avanços tecnológicos visam minimizar a dependência da capacidade técnica do operador e abrir ainda mais espaço para uma ampla gama de profissionais que não podem atualmente exercer a ecocardiografia (BONOW *et al.*, 2017).

2.3.1 Princípios da Ecocardiografia 2D e 3D

Na ultrassonografia são geradas ondas de compressão longitudinal com frequência acima de 20 kHz. Na imagem cardíaca, as frequências típicas usadas são 2 MHz para imagem transtorácica, 5 MHz para transesofágica e 30-40 MHz para procedimentos via intravascular, tudo isso sendo utilizando cristais piezoelétricos para geração e detecção de tais ondas mecânicas, com uma velocidade média de 1540 m/s (SHIOTA *et al.*, 2013).

A geração de ecocardiogramas 2D ocorre a partir da formação de setores de escaneamento e pode ser observada na Figura 7. O sinal de radiofrequência resultante de uma transmissão em uma determinada direção dentro do setor é processada e visualizada como valores de uma escala de cinza (Figura 7 A). Uma vez que todas as reflexões de uma certa direção são recebidas, um próximo pulso pode ser enviado para uma direção um pouco diferente e adjacente à aquisição anterior da linha (Figura 7 B). Dessa forma, todo o setor pode ser digitalizado pela junção de cada uma das emissões (Figura 7 C).

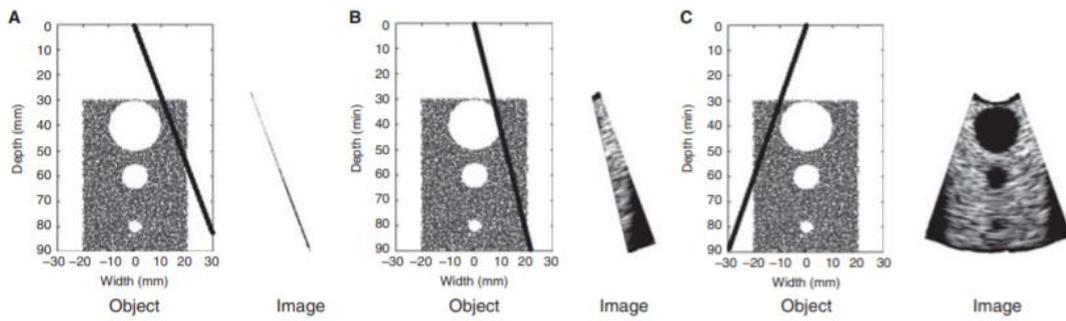


Figura 7 – Reconstrução de imagens por meio de ultrassom.

Fonte – SHIOTA *et al.*, 2013.

Ao analisar o caminho tomado pelos avanços da ecocardiografia, um dos primeiros passos dados para obtenção de ecocardiogramas em 3D se deu pela técnica de imagem em múltiplos planos. Tudo isso tem como objetivo a avaliação da função cardíaca com resolução temporal e espacial como observado na Figura 8 (SHIOTA *et al.*, 2013).

Todavia, a busca pela aquisição em tempo real com a visualização de uma imagem completa em 3D na projeção de um cone teve grandes dificuldades de implementação, visto que a obtenção de dados a partir dos sinais recebidos basicamente por transdutores torna-se muito complexa e exige grande aparato de equipamentos, incluindo cabos para cada transdutor e capacidade de processamento. Dessa forma, a representação dessas imagens passou a utilizar recursos computacionais denominados de renderização 3D, que estão associados aos aparelhos comercializados atualmente.

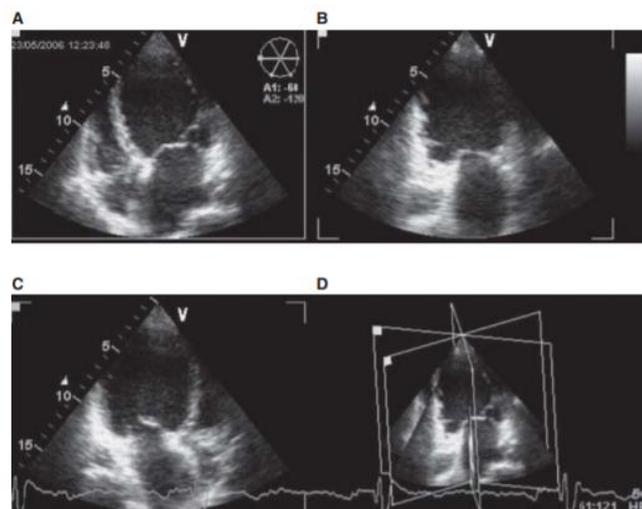


Figura 8 – Formação da visualização 3D a partir da composição de múltiplos planos 2D.

Fonte – SHIOTA *et al.*, 2013.

2.3.2 Obtenção de Imagens no Ecocardiograma 3D

A renderização de volume é um método pelo qual uma matriz 3D de números é composta para produzir uma imagem 2D. Trata-se de um dos algoritmos mais utilizados na renderização de imagens para ecocardiogramas em 3D.

Um objeto 3D (ou volume) contém amostras em cada coordenada do espaço XYZ, também chamadas de voxels (volume + pixel). Essa quantidade de informações dificulta o tratamento computacional das imagens. Logo, as imagens passam por um processo de renderização de volume, ou seja, os voxels são convertidos em pixels, ou seja, de 3D para 2D, mantendo a característica de profundidade da imagem (SHIOTA *et al.*, 2013).

Para a realização dessa etapa, existe uma manipulação computacional denominada de *ray cast*, que converte a imagem antes representada como uma matriz XYZ – 3D – para uma matriz 2D com pixels, como observado na Figura 9 (BUCK, FRANKE e MONAGHAN, 2015).

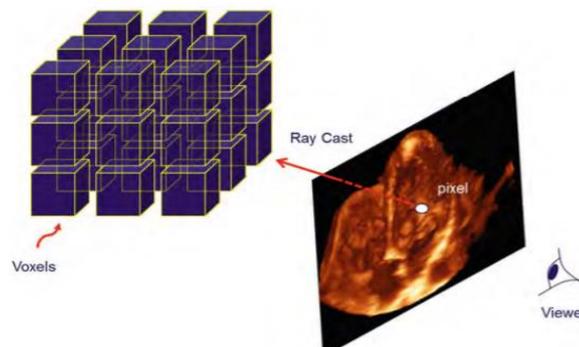


Figura 9 – Renderização de volume.

Fonte - BUCK, FRANKE e MONAGHAN, 2015.

Depois disso, para associar cores com profundidade utiliza-se a técnica de *Depth Image*, em que os valores de sua intensidade de cor dependem da profundidade da amostra. Cores mais claras são usadas para estruturas próximas ao observador (mais comumente representadas em tons de amarelo), enquanto cores mais escuras (geralmente tons de azul) são usadas para estruturas mais distantes do observador (BUCK, FRANKE e MONAGHAN, 2015). Com isso, as duas imagens são combinadas e adquire-se a imagem desejada, como ilustra a Figura 10. Geralmente, a imagem com o volume renderizado ditará a intensidade das cores e a técnica *Depth Image* ditará a tonalidade.

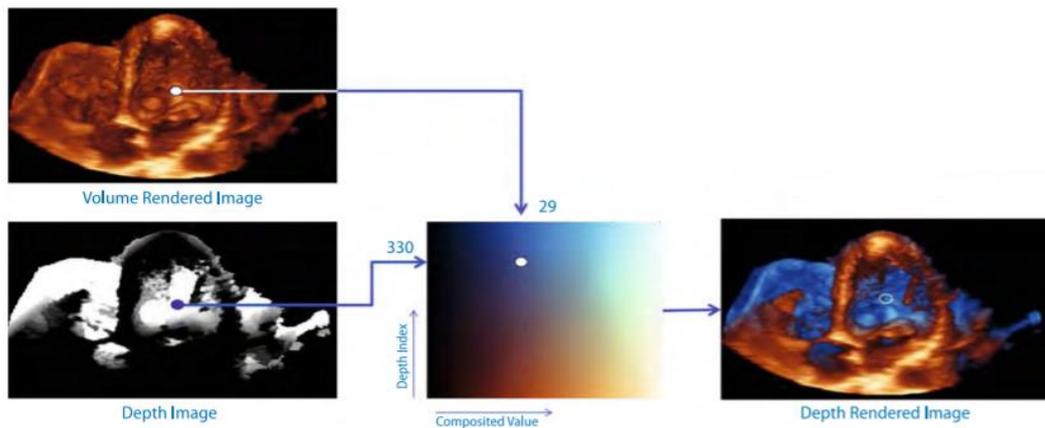


Figura 10 – Associação de imagens para obtenção do efeito de profundidade no ecocardiograma.

Fonte: BUCK, FRANKE e MONAGHAN, 2015.

2.3.3 Ecocardiograma na Estenose de Valva Mitral

O ecocardiograma é a abordagem mais precisa para diagnóstico e avaliação da estenose mitral (EM), sendo recomendado para todos os pacientes com EM na apresentação inicial, para reavaliação caso o paciente apresente mudança nos sinais ou sintomas da doença e em intervalos regulares para monitoramento da progressão da doença. As imagens mostram as características anatômicas, como a Figura 11, com espessamento dos folhetos e restrição da abertura provocada pela fusão simétrica das bordas da valva (WUNDERLICH *et al.*, 2019). Um exemplo de medição da área de estenose mitral é ilustrado na Figura 12.

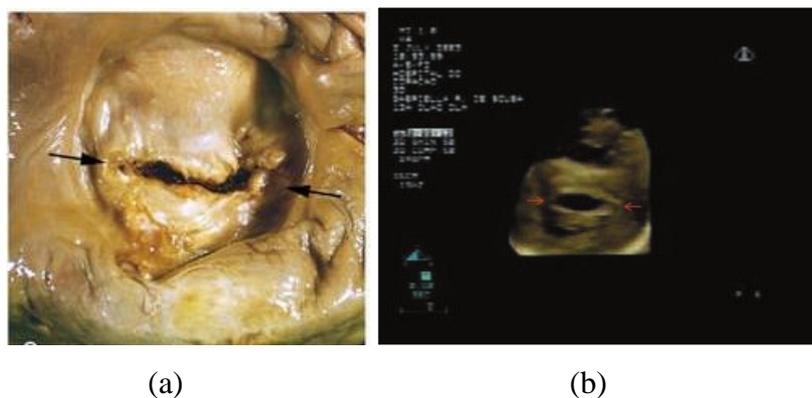


Figura 11 – Estenose de mitral com fusão das comissuras: A – Fusão de comissuras dos folhetos observado diretamente; B – Fusão de comissuras dos folhetos observados por ecocardiograma.

Fonte: KUMAR *et al.*, 2016, e LE BIHAN *et al.*, 2008, adaptada pelo autor.

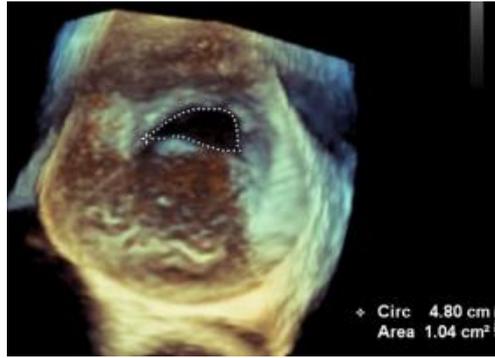


Figura 12 – Medição de área de estenose mitral por planimetria direta.

Fonte: SADEGHIAN, REZVANFARD e JALALI, 2019, adaptada pelo autor.

Em geral, pacientes com áreas máximas de aberturas valvares inferiores a $1,5 \text{ cm}^2$ possuem estenose grave, enquanto aqueles com áreas superiores a $2,5 \text{ cm}^2$ são considerados assintomáticos (PANDIAN *et al.*, 2023).

2.4 PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGENS

O Processamento Digital de Imagens (PDI) está adquirindo notoriedade em duas principais áreas de aplicação, que são: melhora das informações visuais de imagens para a interpretação humana e processamento de dados de imagens para armazenamento, transmissão e representação, considerando a percepção automática por máquinas (GONZALEZ e WOODS, 2010).

Ele consiste na manipulação da imagem por um computador, com diversas aplicações, como: realce de contraste, redução de ruído, perseguição de objetos e/ou pessoas, detecção de bordas, identificação de padrões, classificação e contagem de objetos e/ou pessoas, dentre muito outras.

Logo, para um melhor entendimento das ferramentas e operações do PDI, faz-se necessário, inicialmente, compreender o conceito de imagem digital. Segundo SOLOMON e BRECKON, 2013, ela consiste em um conjunto de dados discretos que apresentam informações espaciais (layout) e de intensidade (cor).

Essas informações são armazenadas no menor elemento de uma imagem, o pixel (“*picture element*”). Ele contém um valor numérico, que em geral tem a informação da cor ou da intensidade, além de possuir uma posição (x,y) ou coluna-linha (c,r) indexado a ele.

Portanto, em resumo, uma imagem digital pode ser definida como um sinal digitalizado com uma malha (grade) de pixels (SOLOMON e BRECKON, 2013).

A localização dos pixels é definida tendo como referência a origem (0,0) na extremidade superior esquerda da imagem, onde a coordenada x aumenta da esquerda para a direita e a coordenada y de cima para baixo.

A Figura 13 mostra uma imagem com seu sistema de referência, indicando que a mesma possui 235 colunas e 208 linhas. Ela também destaca uma região para verificação dos valores de cada pixel.

Para cada valor numérico dos pixels existe um tom específico de cor, a depender do mapa de cor utilizado, permitindo assim a produção de uma representação visual de dados. Dentre os inúmeros mapas de cores, pode-se citar: a escala de cinza, que aloca todos os tons de cinza, do preto (valor 0) ao branco (valor 255); a escala RGB (*Red, Green and Blue*) ou cores reais, em que a cor é representada como uma combinação linear das cores básicas – Vermelho, Verde e Azul – e a imagem pode ser considerada como consistindo em três planos 2D (SOLOMON e BRECKON, 2013).

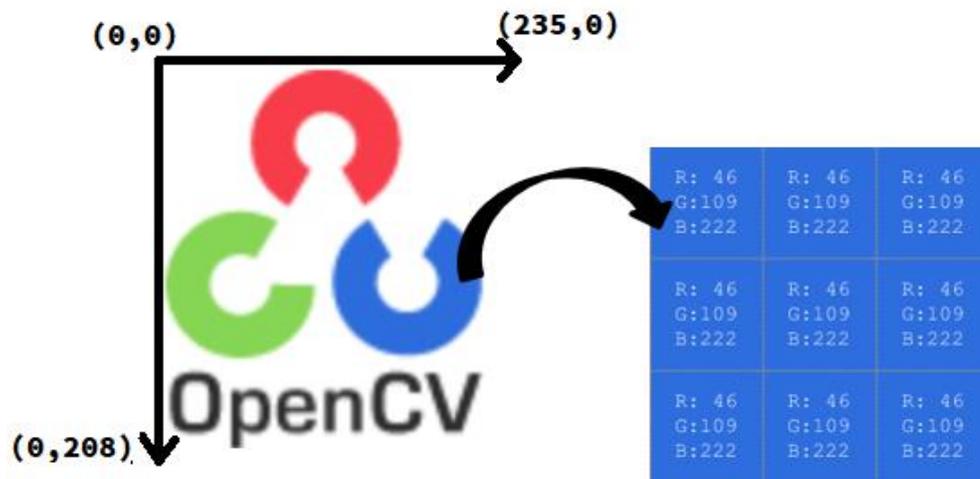


Figura 13 – Logo da OpenCV destacando-se o sistema de referência e os valores de alguns pixels.

Fonte: VILLÁN, 2019, adaptada pelo autor.

Na escala RGB, cada pixel armazena a informação de sua localização/posição (coordenadas x e y) e os valores referentes para cada cor – na ordem: *Red Green Blue* – em que o 0 representa sua ausência e 255 sua presença de maneira mais intensa. Por exemplo, um pixel que apresente [255 0 0] indica que ele é vermelho, assim como [0 255 0] indica que ele é verde, e [0 0 255] que ele é azul. Logo, um pixel [150 30 80] indica que existe uma

mistura das três cores com intensidades diferentes, assim como $[255\ 255\ 255]$ representa a cor branca, já que ela consiste na soma de todas as cores e o $[0\ 0\ 0]$ representa o preto, por ser a ausência das cores. Vale ressaltar que a escala RGB pode ser tratada com BGR (*Blue Green Red*), dependendo do software utilizado.

Além disso, existem as imagens binárias, que alocam apenas os valores 0 ou 1 aos pixels. Sendo a coloração preta correspondente ao zero e a branca ao um. A Figura 14 ilustra uma mesma imagem em diferentes mapas de cores.

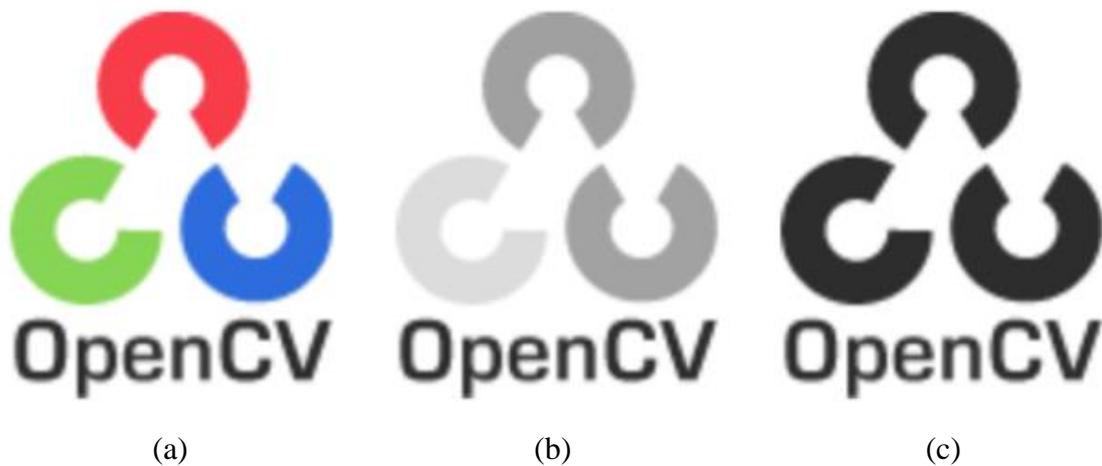


Figura 14 – Logo da OpenCV em diferentes escalas de cores: (a) RGB, (b) cinza e (c) binária.

Fonte: VILLÁN, 2019.

2.4.1 Segmentação de Imagens

De acordo com GONZALEZ e WOODS, 2010, segmentação subdivide uma imagem em regiões ou objetos que a compõe. Ela pode ser dividida com base em mudanças bruscas de intensidade, como na detecção de bordas, como também pode ser dividida em regiões que sejam semelhantes de acordo com algum parâmetro predefinido.

JÄHNE, 2005, afirma que a segmentação produz uma imagem binária, com pixels de valor um, indicando que fazem parte do objeto em estudo, e com pixels de valor zero, caso contrário. Com isso, é possível parti-la em regiões, identificando fronteiras e descontinuidades, por exemplo.

Dentre as várias aplicações de segmentação existe o *thresholding*, ou limiarização, que consiste em um exemplo de transformação pontual básica através da aplicação de limiar.

Esta transformação produz uma imagem binária a partir de uma imagem em escala de cinza ou em cores, onde valores de pixel serão limitados a 1 ou 0 dependendo se estão acima ou abaixo do valor de limiar. Isso é comumente usado para separar ou segmentar uma região ou objeto em uma imagem com base nos valores de pixel (SOLOMON e BRECKON, 2013).

Em resumo, na escala de cinza o limiar é um valor entre 0 e 255, em que, se o pixel apresentar intensidade maior, se tornará branco (valor 1), e se apresentar intensidade menor ou igual, se tornará preto (valor 0), obtendo assim, uma imagem binária. Por exemplo: caso em uma imagem na escala de cinza um pixel apresente valor de 150 e o limiar definido for de 50, esse pixel será convertido em branco.

Em virtude de suas propriedades intuitivas, da simplicidade de implementação e da velocidade computacional, a limiarização de imagens tem uma posição central nas aplicações de segmentação de imagem (GONZALEZ e WOODS, 2010). Além disso, após sua aplicação, outras operações podem ser realizadas, como a detecção de bordas e contornos, que detecta mudanças locais significativas no grau de intensidade de uma imagem. A Figura 15 apresenta um exemplo de bordas e contornos identificados.

Eles consistem em regiões de transição de intensidade entre um objeto e outro (SOLOMON e BRECKON, 2013).



Figura 15 – Logo da OpenCV com as linhas cinzas representando os contornos.

Fonte: VILLÁN, 2019, adaptada pelo autor.

2.6 IMPRESSÃO 3D OU MANUFATURA ADITIVA

A impressão 3D, também chamada de manufatura aditiva, consiste na obtenção de um objeto tridimensional a partir de sua divisão em uma série de camadas empilháveis que, quando somadas, formam o objeto desejado. O processo inicia com a camada base e depois constrói cada camada até completar o objeto (HAUSMAN e HORNE, 2014), como pode ser verificado na Figura 16.

Ela apresenta inúmeras vantagens, como a capacidade de obter peças com as mais variadas geometrias e não depender de ferramentas caras, sem praticamente nenhum custo inicial (REDWOOD, SCHÖFFER e GARRET, 2017).

Uma de suas maiores limitações é a incapacidade de produzir peças com propriedades equivalentes às fabricadas por meio de processos de fabricação convencionais. Outra limitação é a produção de peças com variações devido ao resfriamento diferencial durante sua confecção ou o surgimento de deformações após o seu término (REDWOOD, SCHÖFFER e GARRET, 2017).

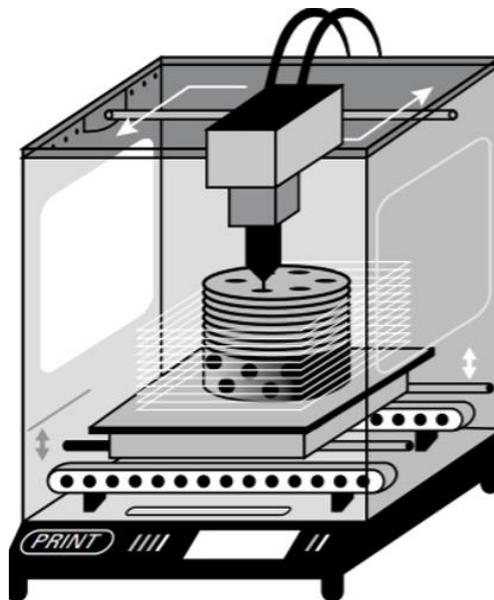


Figura 16 – Impressora 3D fechada.

Fonte: HAUSMAN e HORNE, 2014.

O processo de impressão 3D apresenta as seguintes etapas, segundo REDWOOD, SCHÖFFER e GARRET, 2017: Criação de um modelo digital em 3D; Conversão dos

arquivos em formatos que a impressora 3D seja capaz de interpretar, como o “.stl” (mais comum), “.obj” e o “.3dp” (menos comuns); impressão; e remoção de excessos.

A tecnologia mais comum empregada é a FFF (*Fused Filament Fabrication*), ou FDM (*Fused Deposition Modeling*), termo registrado pela Stratasys. Ela consiste em carregar um carretel de filamento na impressora empurrando-o através de um bico aquecido e derretendo-o no processo. A impressora deposita o material em uma plataforma de construção em um caminho predeterminado, em que o filamento esfria e solidifica para formar uma peça sólida (REDWOOD, SCHÖFFER e GARRET, 2017). A Figura 17 ilustra esse processo.

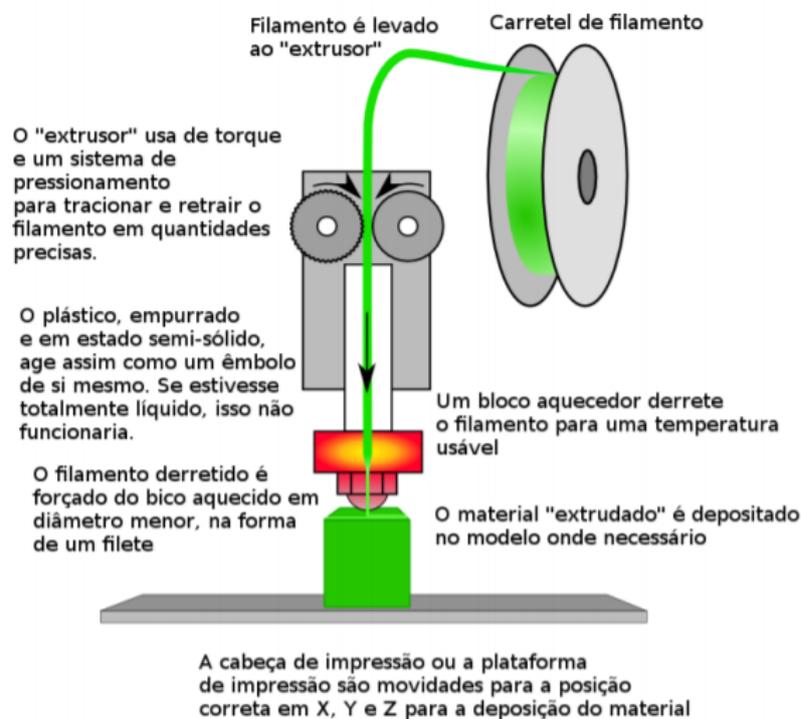


Figura 17 – Funcionamento da técnica FFF.

Fonte: SAMPAIO, 2017.

Vários materiais podem ser utilizados na impressão 3D, como os termoplásticos, que podem ser derretidos e solidificados repetidamente mantendo suas propriedades. Exemplo desses materiais são o PLA (*Polylactic Acid*), ABS (*Acrylonitrile Butadiene Styrene*), PC (*PolyCarbonate*), nylon, PVA (*Polyvinyl alcohol*), HIPS (*High-Impact PolyStyrene*) e o HDPE (*High-Density PolyEthylene*) (HAUSMAN e HORNE, 2014).

2.7 CONCLUSÃO DO CAPÍTULO II – REFERENCIAL TEÓRICO

Este capítulo trouxe o levantamento teórico necessário para o entendimento da importância do projeto e da metodologia empregada. Ele apresentou tanto conceitos da área da saúde, como circulação sanguínea e valvas mitrais, como conceitos da área de exatas e engenharia, como processamento digital de imagem e impressão 3D. Portanto, pode-se concluir que este capítulo teve como objetivo trazer o conhecimento necessário para uma melhor compreensão do trabalho por leitores de diversas áreas, principalmente das áreas de engenharia e saúde.

CAPÍTULO III

METODOLOGIA

Neste capítulo será abordada a metodologia empregada para o desenvolvimento de um software capaz de processar vídeos de ecocardiogramas com a finalidade de detectar a área de máxima abertura de valvas mitrais e de extrair dados para impressão 3D das valvas. Logo, serão descritos os procedimentos adotados desde a aquisição dos exames de ecocardiograma até a obtenção da versão final do software, descrevendo todas as ferramentas empregadas, como o processamento digital de imagens.

3.1 AQUISIÇÃO DOS DADOS

Primeiramente, necessitou-se da obtenção dos vídeos no formato AVI de valvas mitrais, pois correspondem aos dados de entrada do sistema. Para isso, foi imprescindível o auxílio de médicos cardiologistas para a realização de exames de ecocardiograma transesofágico 3D (ETE 3D). Um exemplo de exame salvo é ilustrado na Figura 18, que apresenta as componentes bidimensionais (Fig. 18b, Fig. 18c e Fig. 18d) e a superfície tridimensional gerada (Fig. 18a)).

Os exames foram realizados e disponibilizados pelo coorientador Prof. Dr. Marcelo Dantas Tavares de Melo e pelo Me. Alex dos Santos Félix, médico e *Fellow* da Sociedade Europeia de Cardiologia (FESC).

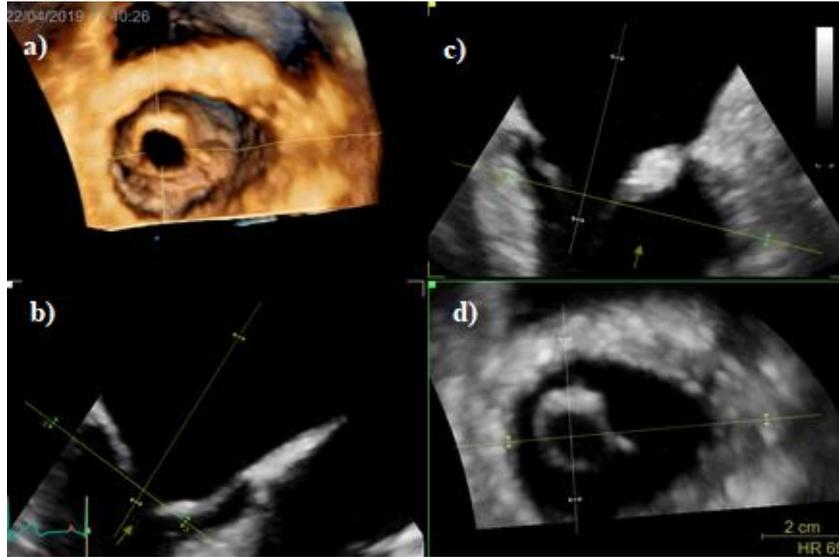


Figura 18 – Representação do resultado de um exame de ecocardiograma: a) Superfície tridimensional gerada, b) c) e d) vista lateral, frontal e superior, respectivamente.

Fonte: AUTOR, 2020.

Os vídeos dos exames de ecocardiograma foram obtidos em equipamentos de fabricantes diferentes: Phillips e GE (*General Electric*). Cada um apresenta suas particularidades, como pode ser visto na Figura 19. A diferença mais considerável, para o presente trabalho, é a maneira como a escala da imagem é representada. A Phillips desenha pontos verdes e a distância entre seus centroides é indicada em um valor numérico pertencente à escala métrica, como se verifica na Figura 19 (a). A GE representa a escala na parte inferior direita da imagem, como se constata na Figura 19 (b).

Os arquivos, resultantes dos exames, podem ser armazenados em várias extensões. Para o Processamento Digital de Imagens, foram salvos arquivos no formato AVI, com vídeos de duração suficiente para registrar o momento de abertura e fechamento das valvas mitrais.

Ao total foram adquiridos 30 vídeos, sendo 22 da GE e 8 da Phillips. Cada vídeo corresponde a um exame de um paciente diferente, ou seja, foram analisados 30 casos distintos, sendo 16 pacientes sem estenose e 14 pacientes com estenose. A diferença quantitativa entre os vídeos da GE e da Phillips foi meramente operacional, tendo em vista que a maioria dos exames foram obtidos com os equipamentos da GE. Por exemplo, o cardiologista Alex dos Santos Felix possuía acesso apenas aos equipamentos da GE no momento das aquisições.

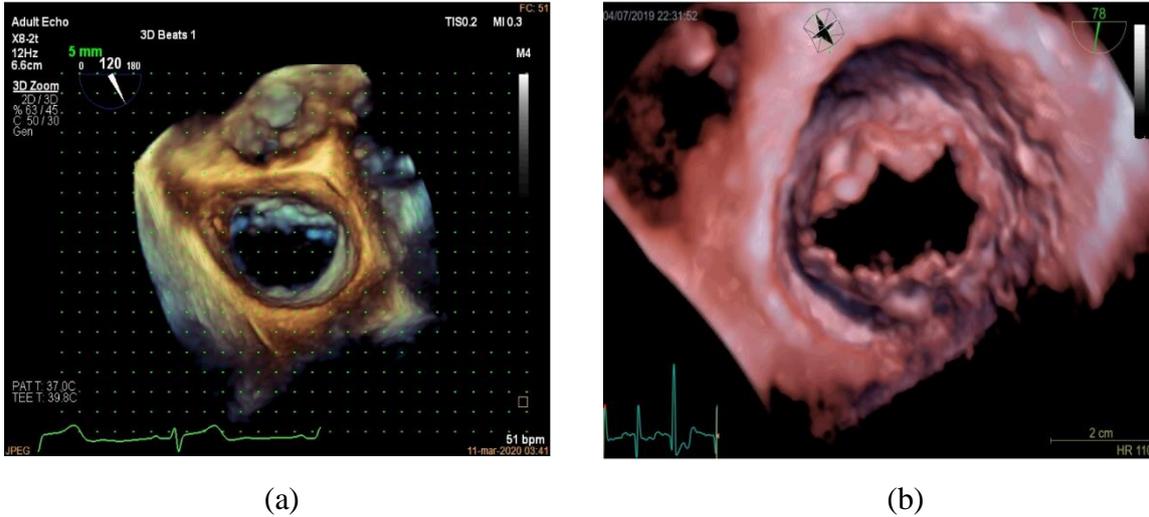


Figura 19 - Imagens obtidas pela marca (a) Phillips, com 5 mm de escala e (b) GE, com 2 cm de escala.

Fonte: AUTOR, 2020.

Adicionalmente, foram examinados dois casos para aplicações futuras: um envolvendo prótese mitral biológica e outro envolvendo um defeito do septo atrial. Ambos os casos são exibidos na Figura 20.

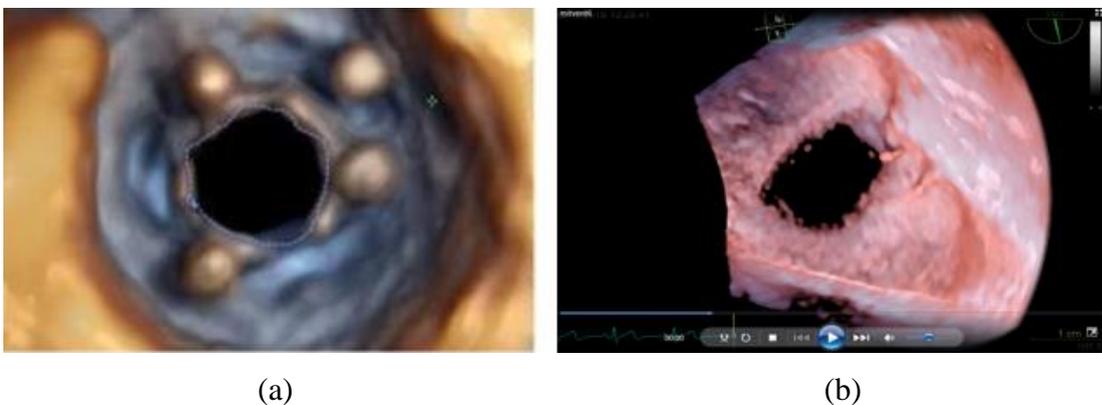


Figura 20 – Aplicações futuras: (a) prótese mitral biológica; (b) Defeito do septo atrial.

Fonte: AUTOR, 2024.

Todos os exames foram submetidos ao Código de Ética e Pesquisa (CEP) junto à Universidade Federal da Paraíba para aprovação da utilização e manipulação deles. Nesse contexto, foi emitido o parecer nº 3.858.742, que consta no Anexo I deste trabalho, com a seguinte conclusão: “A pesquisa apresenta delineamento metodológico adequado e atende

as recomendações éticas da Resolução 466/12, Conselho Nacional de Saúde. Deste modo encontra-se apta à aprovação.”

3.2 APLICAÇÃO DO PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGENS

Sabe-se que um vídeo é formado por um conjunto de imagens, também chamadas de *frames*, que são exibidas continuamente. Logo, a partir dos vídeos adquiridos pelos exames de ecocardiograma, as seguintes etapas foram aplicadas no processamento digital das imagens: extração dos frames; conversão para escala de cinza; identificação e destaque dos contornos; destaque da valva mitral; detecção da abertura máxima e cálculo de sua área. Por fim, é emitido o diagnóstico final com os resultados obtidos. Essas etapas são detalhadas no fluxograma da Figura 21.

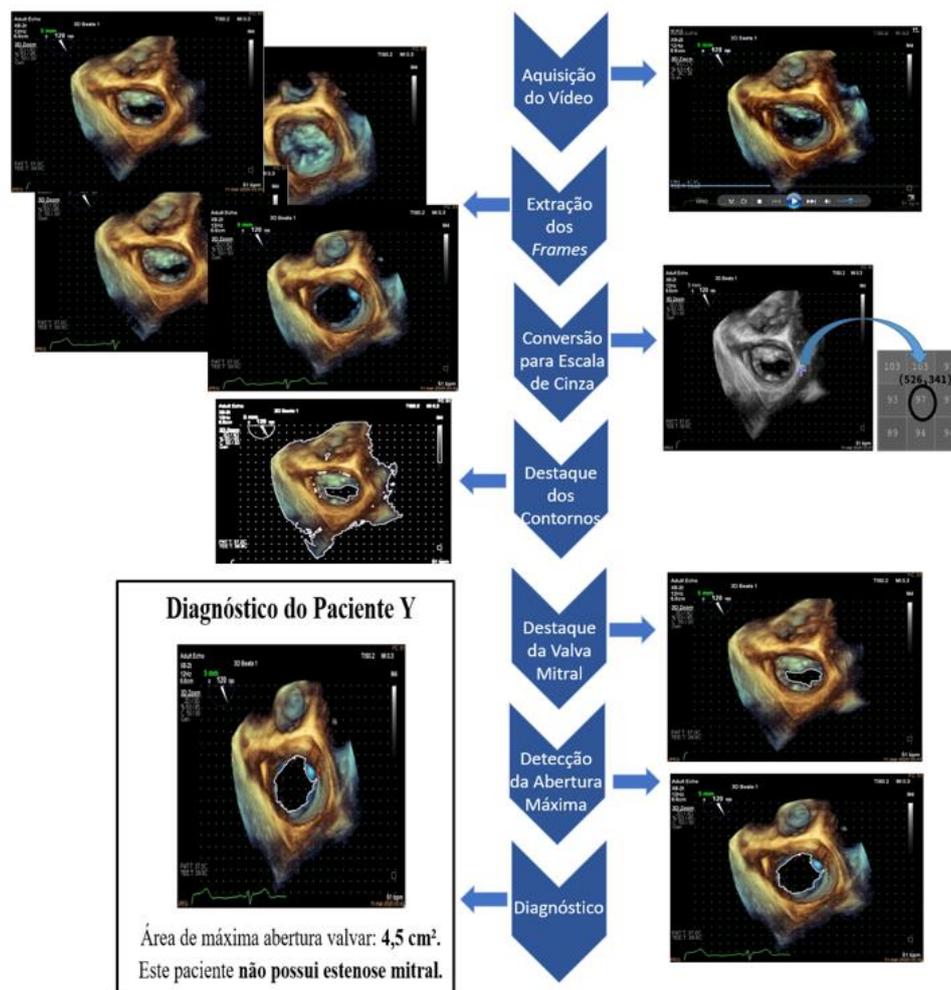


Figura 21 – Fluxograma representando as etapas aplicadas no processamento digital das imagens.

Fonte: AUTOR, 2024.

3.2.1 Extração dos *Frames*

A primeira etapa consiste em obter os *frames* de cada vídeo dos exames de ecocardiograma, para analisá-los e processá-los individualmente.

O número de imagens de cada vídeo dependerá da quantidade de *frames* salvos por segundo. Essa taxa varia de acordo com o software empregado para salvar os vídeos. A Figura 22 apresenta um exemplo de várias imagens retiradas de um mesmo vídeo.

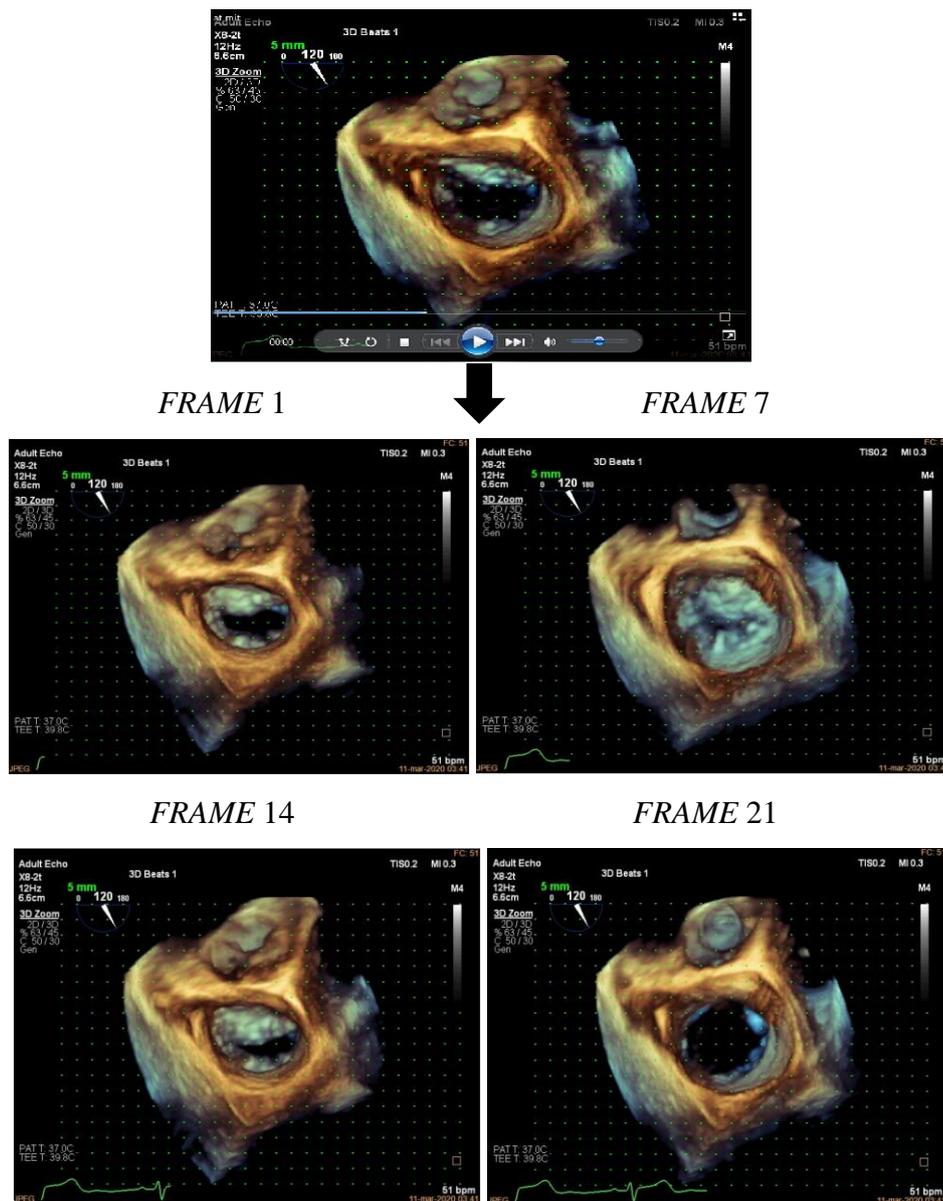
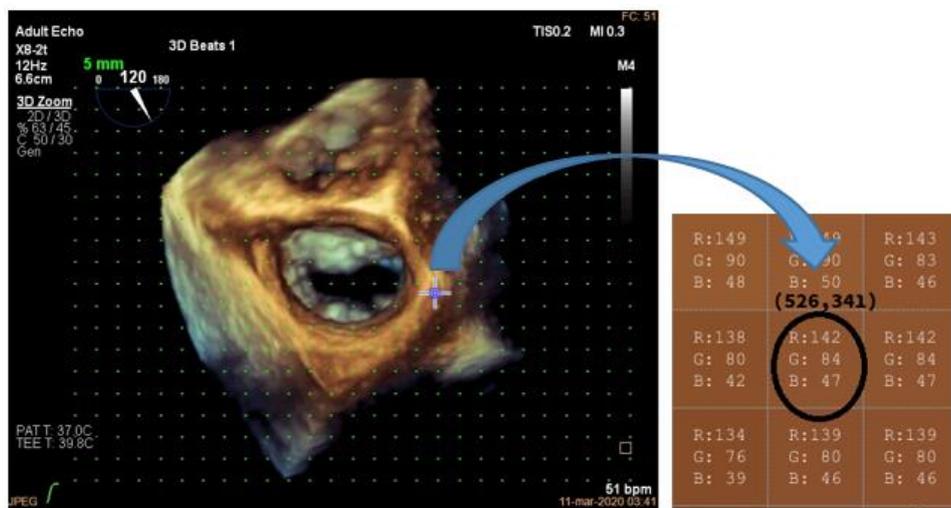


Figura 22 – Vídeo da Phillips, de 2 s, com alguns de seus *frames*.

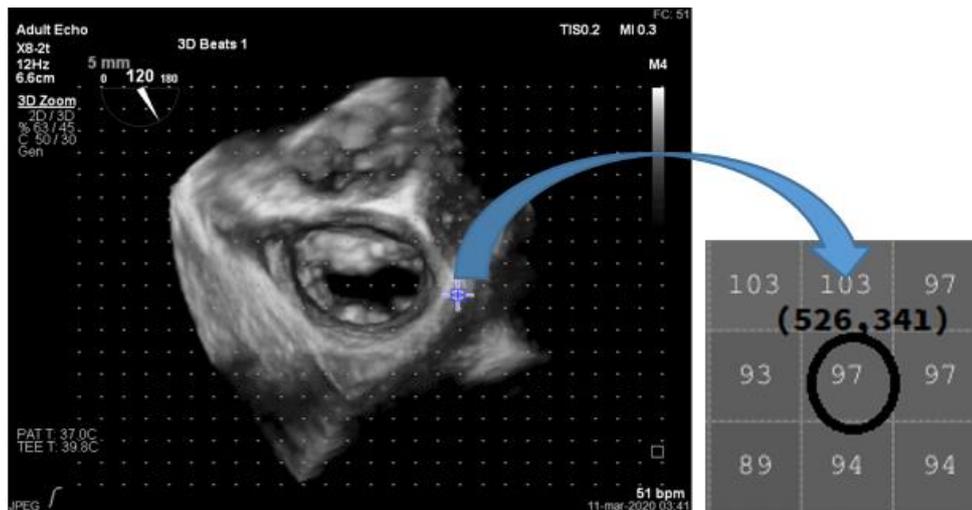
Fonte: AUTOR, 2020.

3.2.2 Conversão para Escala de Cinza

Após a obtenção dos *frames*, o segundo passo adotado foi convertê-los da escala RGB (*Red Green Blue*) para a escala de cinza, ou seja, as imagens coloridas foram transformadas em imagens preto e branco, com o intuito de facilitar o processamento digital das imagens, uma vez que na escala de cinza os pixels armazenam menos informações do que na escala RGB. A Figura 23 ilustra a mesma imagem (*FRAME 1* da Figura 22) na escala RGB e na escala de cinza.



(a)



(b)

Figura 23 – *FRAME 1* da Figura 22 (a) na escala RGB e (b) na escala cinza.

Fonte: AUTOR, 2020.

Tanto na Figura 23 (a) quanto na Figura 23 (b) foi destacada e posta em evidência a mesma região para verificação dos valores dos pixels. Como pode ser visto, o pixel de localização (526,341) apresenta, na escala RGB, os valores 142, 84 e 47, para as cores vermelho, verde e azul, respectivamente. A mistura desses valores resulta na coloração presente na região em análise. Na escala de cinza, que a coloração inicia em 0 e chega a 255, o pixel de localização (526,341) apresenta o valor de 97, resultando em uma coloração entre preto e branco, um cinza com uma intensidade mais clara.

Vale reforçar que a localização dos pixels é definida tendo como referência a origem (0,0) na extremidade superior esquerda da imagem, onde a coordenada x aumenta da esquerda para a direita e a coordenada y de cima para baixo.

3.2.3 Identificação e Destaque dos Contornos

Nesta etapa, os contornos presentes em cada imagem devem ser identificados, uma vez que, para definir a área de abertura valvar, é necessário identificar a região delimitada por eles.

Contornos e bordas podem ser identificados com a segmentação de imagem, técnica do Processamento Digital de Imagem. Essa técnica apresenta vários métodos, como aplicação de filtros Gaussianos e filtros Otsu. Porém, dentre os vários métodos, optou-se por empregar o *thresholding*, para verificar se ele é capaz de obter os resultados pretendidos. O *thresholding* converte uma imagem cinza em binária a partir do valor do limiar, também conhecido como *threshold*.

O intuito de converter uma imagem de cinza para binária é transformar tudo o que for superfície em branco e o restante em preto, possibilitando, assim, a obtenção de contornos, que surgirão em regiões onde existem transições entre pixels pretos e brancos. A Figura 24 ilustra a transformação da imagem (*FRAME 1* da Figura 22) em escala de cinza para a escala binária, aplicando limiares com valores diferentes.

Na Figura 24 (b) verifica-se que a estrutura da imagem original é mantida, o que facilita a obtenção de contornos coerentes. Já na Figura 24 (c) verifica-se que regiões do corpo central foram convertidas em preto, o que não condiz com a imagem original, gerando contornos indesejáveis.

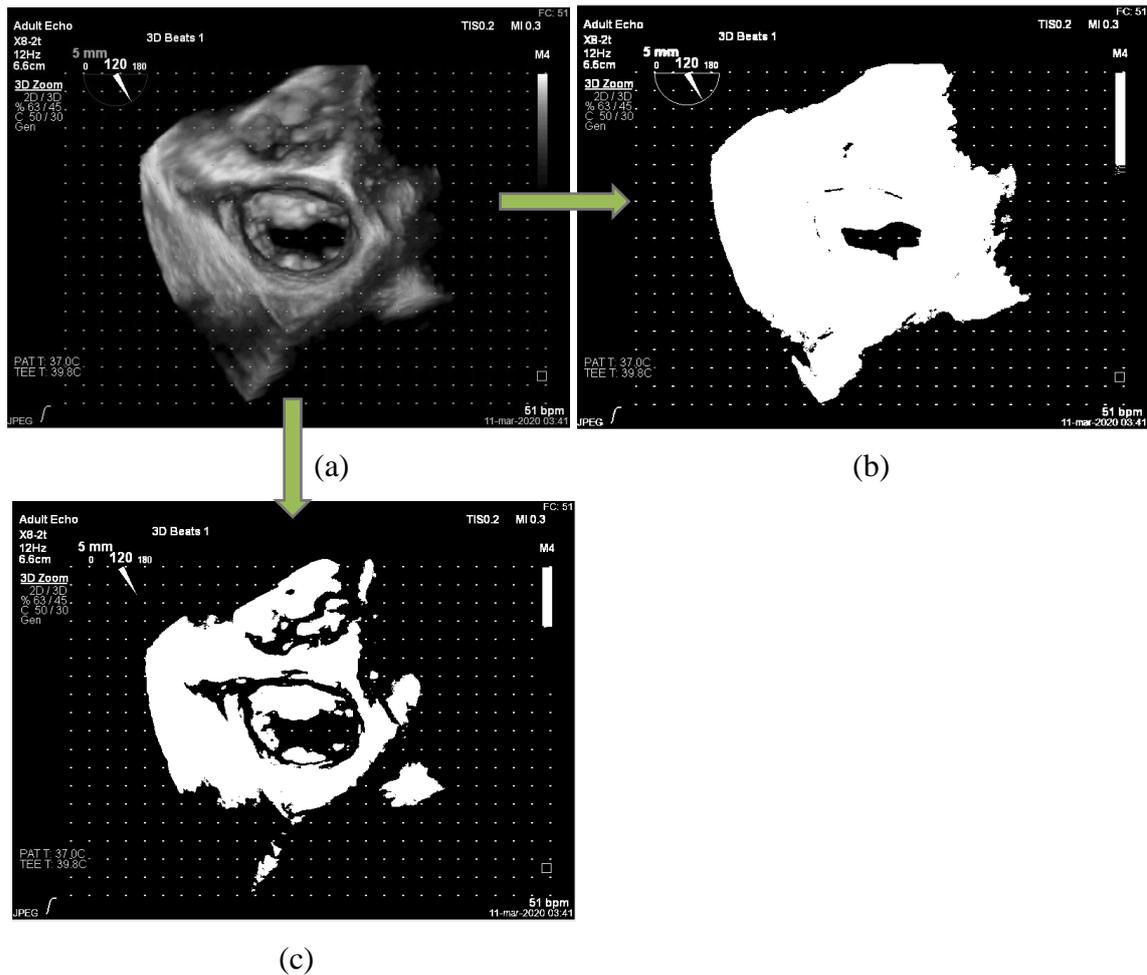


Figura 24 – Conversão do *FRAME 1* da Figura 22 (a) na escala de cinza para escala binária: (b) com limiar de 25 e (c) com limiar de 80.

Fonte: AUTOR, 2020.

Essas informações podem ser mais bem compreendidas a partir da Figura 25, que representa os contornos obtidos a partir da Figura 24, desenhados no *FRAME 1* da Figura 22.

Percebe-se, pela Figura 25 (b), que o limiar de 80 na escala de cinza identificou contornos que não condizem com a estrutura real, além de que a região de abertura valvar foi prejudicada, pois o contorno compreendeu uma área bem maior do que deveria. O limiar de 25 na escala de cinza apresentou melhores resultados, principalmente em relação ao contorno que representa a abertura valvar, como pode ser visto na Figura 25 (a).

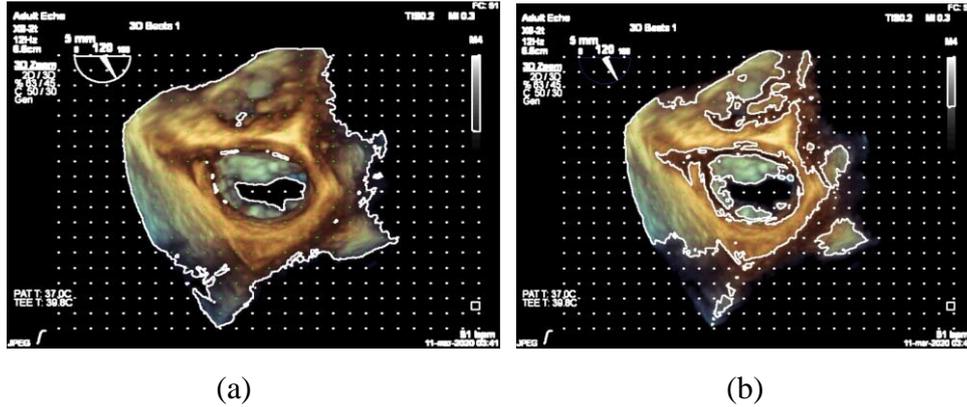


Figura 25 – *FRAME 1* da Figura 22 com todos os contornos, (a) com limiar de 25 e (b) com limiar de 80.

Fonte: AUTOR, 2020.

Nesse contexto, o valor do limiar foi definido a partir de tentativa e erro, verificando qual valor condizia mais com a realidade e que identificava o contorno de interesse de maneira mais satisfatória.

3.2.4 Destaque da Valva Mitral

Para a análise da área valvar, não são necessários todos os contornos, mas apenas o da região de interesse. Portanto, todos os outros foram desprezados, como ilustra a Figura 26.



Figura 26 – Identificação do contorno de interesse no *FRAME 1* da Figura 22, para o limiar de 25.

Fonte: AUTOR, 2020.

3.2.5 Detecção da Abertura Máxima e Cálculo de sua Área

Com o contorno de interesse encontrado, dá-se início à próxima etapa, que consiste na determinação da quantidade de pixels dentro do contorno e a quantidade de pixels que formam o seu perímetro. A soma desses dois parâmetros resulta no número total de pixels que compõem a abertura valvar. O perímetro foi considerado pois ele faz parte da abertura valvar.

Assim, o número total de pixels que compõem a abertura valvar é identificado em cada *frame* do vídeo, permitindo o reconhecimento do *frame* com o maior valor, que representa a abertura máxima da valva do exame em análise, como indica a Figura 27.

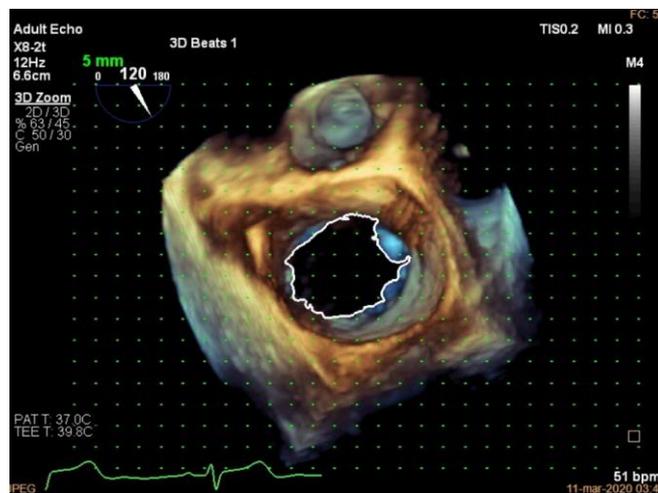


Figura 27 – *FRAME* 21 da Figura 22 com o destaque do contorno que representa a maior área de abertura valvar.

Fonte: AUTOR, 2020.

Com a posse do contorno de máxima abertura valvar e do número total de pixels que o formam, a determinação de quanto mede a área de cada pixel é necessária, pois o produto do número total de pixels que formam a máxima abertura valvar com a área de cada pixel resulta no valor da área de máxima abertura valvar (em mm², cm², dentre outros).

Para isso, é necessário analisar em separado a região que condiz com a escala. Ela é a mesma durante todo o vídeo. Desse modo, basta executar sua análise em apenas um *frame* do vídeo. A Figura 28 destaca que 5 mm representam a distância entre os centroides de dois pontos verdes consecutivos, ampliados para melhor visualização.

Essa região ampliada na Figura 28 passou pelo mesmo processamento descrito anteriormente: foi convertida da escala RGB para cinza, aplicou-se a técnica de *thresholding* para convertê-la em escala binária e seus contornos foram identificados. Assim, é possível determinar o centroide de cada contorno – que nesse caso é composto pelos pixels internos de cada ponto verde – e verificar o número de pixels entre os centroides, que representa os 5 mm da escala na Figura 28.

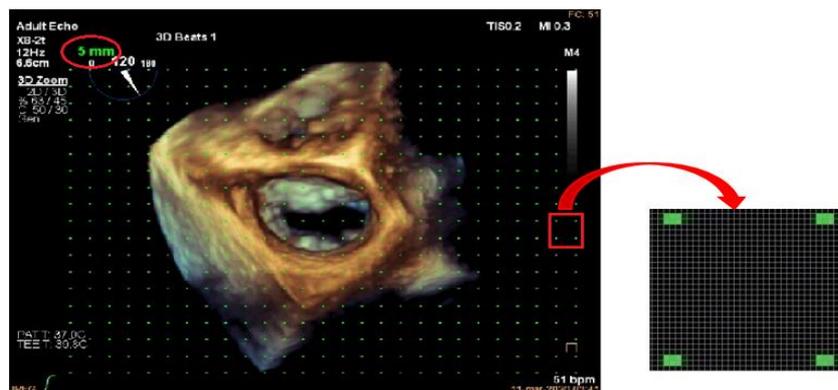


Figura 28 – Pixels entre dois pontos verdes.

Fonte: AUTOR, 2020.

Nesse contexto, divide-se o valor da escala métrica pela quantidade de pixels entre os centroides, para saber quanto, na escala métrica, cada pixel representa. Como os pixels são simétricos, sua largura é igual ao seu comprimento. Para confirmar se são simétricos, é só verificar que a quantidade de pixels entre os pontos verdes é igual, tanto considerando dois pontos horizontais, quanto dois pontos verticais.

Esse procedimento foi adotado com o intuito de automatizar as medições. Porém, é possível determinar o número de pixels entre os centroides dos pontos verdes de forma manual, apenas contando de pixel em pixel, de um ponto verde a outro.

Como consequência desse cálculo, adquire-se o valor da área de cada pixel e o valor da área de máxima abertura valvar do paciente.

Por fim, com o valor da máxima abertura valvar, é possível diagnosticar se o paciente está com ou sem estenose, pois, em geral, de acordo com PANDIAN *et al.* (2023), pacientes com área valvar mitral maior que 2,5 cm² são assintomáticos, enquanto aqueles com área valvar mitral menor que 1,5 cm² são considerados casos de estenose grave. Portanto, para o presente estudo, casos com áreas de máximas aberturas valvares menores do que 1,5 cm²

foram considerados casos com estenose mitral, enquanto que casos com áreas superiores a $1,5 \text{ cm}^2$ foram considerados casos sem estenose mitral.

3.2.6 Processamento Aplicado aos Vídeos da GE

Os procedimentos descritos anteriormente são para vídeos da Phillips. Para vídeos da GE, os mesmos procedimentos foram adotados, com a diferença no modo como foram extraídos os valores das áreas de cada pixel, uma vez que a escala numérica é fornecida de uma maneira diferente. As Figuras 29, 30, 31 e 32 demonstram como ocorreu o processamento digital das imagens para os vídeos da GE.

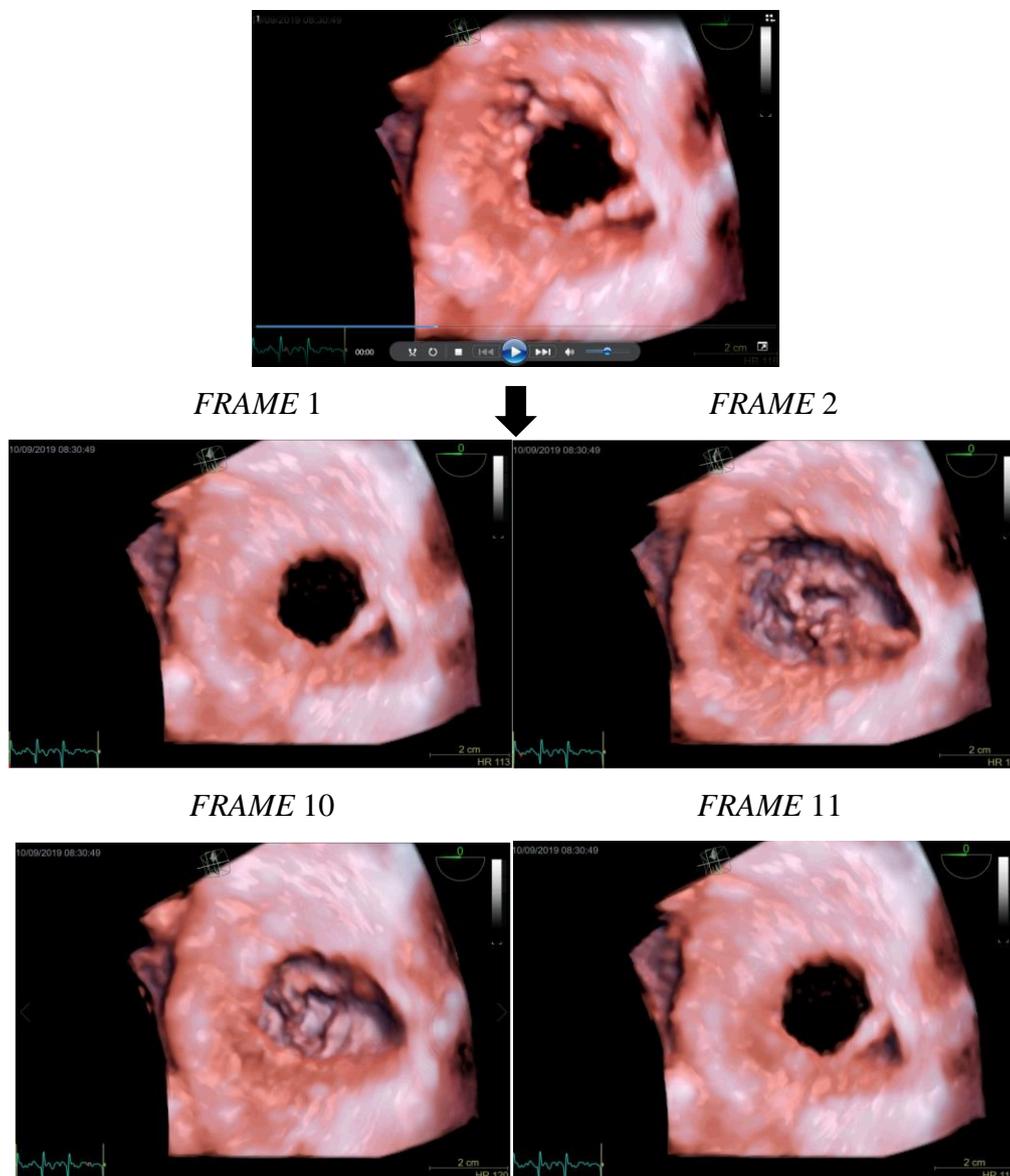


Figura 29 – Obtenção de *frames* a partir de vídeo da GE.

Fonte: AUTOR, 2020.

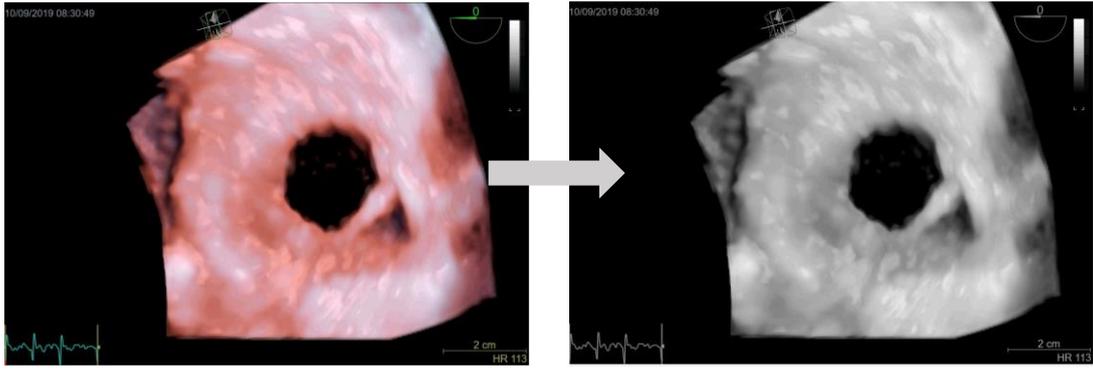


Figura 30 – Conversão da escala RGB para a escala de cinza do *FRAME 1* da Figura 29.

Fonte: AUTOR, 2020.

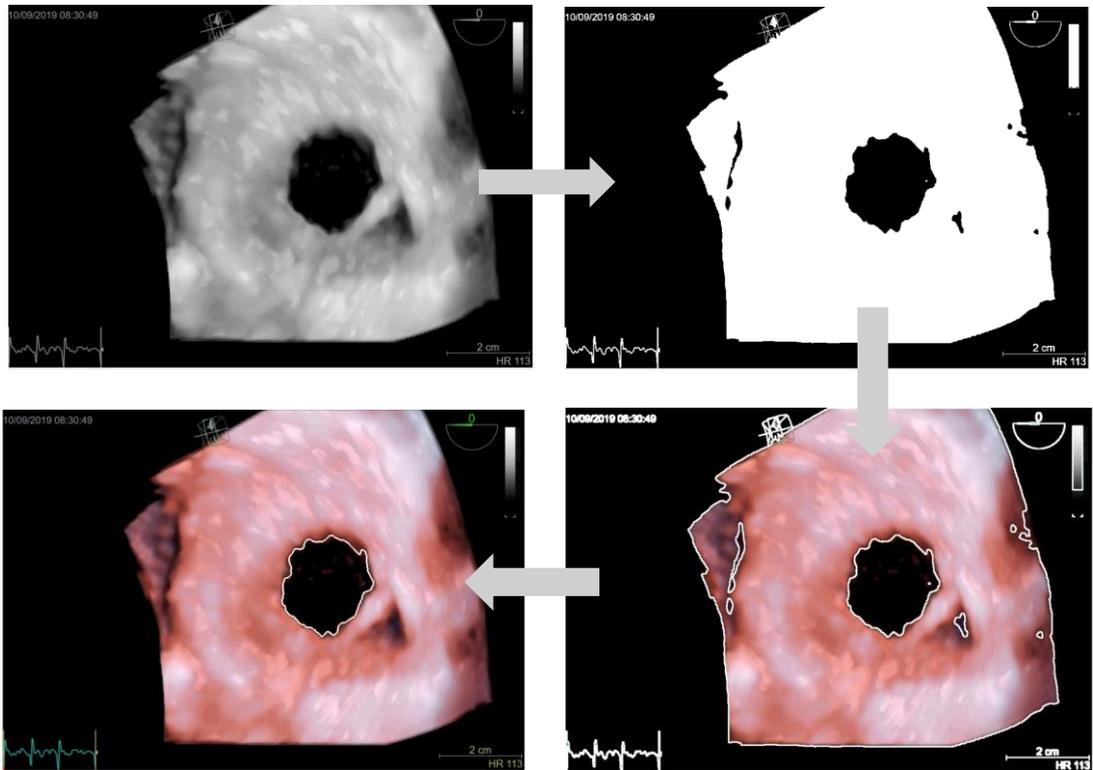


Figura 31 – Identificação dos contornos e destaque da valva mitral do *FRAME 1* da Figura 29.

Fonte: AUTOR, 2020.

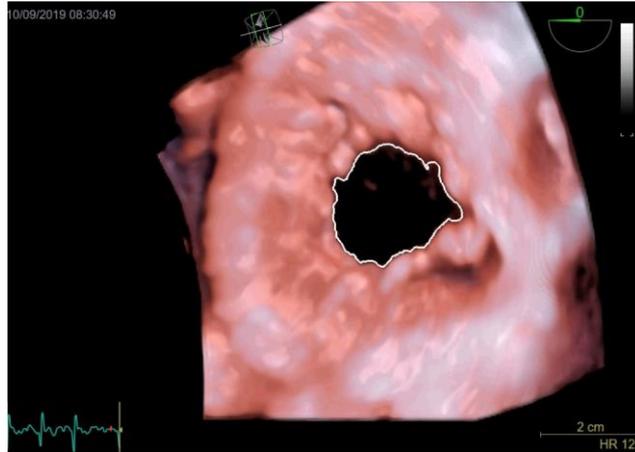


Figura 32 – Reconhecimento do *frame* de maior abertura valvar do vídeo da Figura 29.

(*FRAME* 11).

Fonte: AUTOR, 2020.

A determinação de quanto mede a área de cada pixel nos vídeos da GE difere dos vídeos da Phillips pelo fato da escala ser representada apenas por uma linha reta na parte inferior direita da imagem. Para identificar quanto cada pixel mede, basta isolar essa região da imagem e verificar quantos pixels compõem a reta da cota. Na Figura 33 percebe-se que 2 cm equivalem a uma quantidade definida de pixels.

Com isso, divide-se o valor da escala numérica pela quantidade de pixels e se obtém o comprimento de cada pixel. Como eles são simétricos, adquire-se, assim, a área deles.

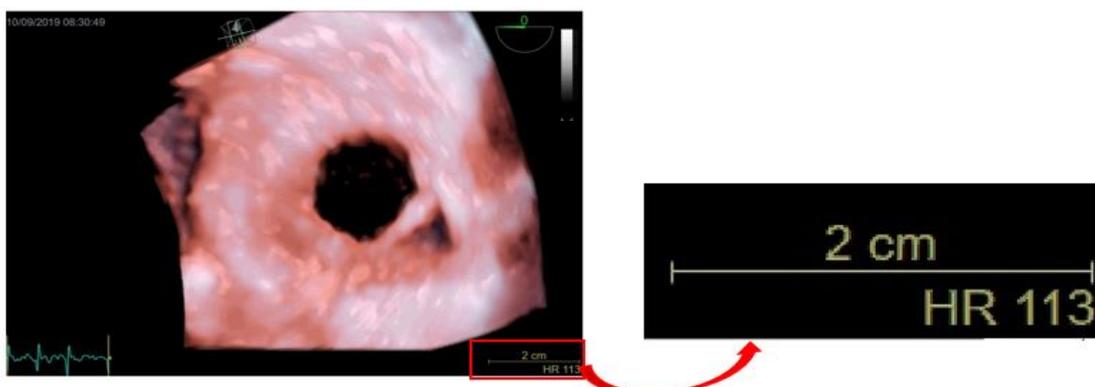


Figura 33 – Determinação da quantidade de pixels em vídeos da GE.

Fonte: AUTOR, 2020.

Com a determinação das áreas de cada pixel e conhecendo a quantidade de pixels que compõem a região interna do contorno e o seu perímetro, consegue-se identificar a área de abertura valvar e, conseqüentemente, a área de abertura máxima.

Por fim, com o valor da máxima abertura valvar, é possível diagnosticar se o paciente está com ou sem estenose, nos termos explanados no tópico 3.2.5.

Acrescenta-se que alguns vídeos apresentam bastante elementos, como indica a Figura 34. Nela consta tanto a visualização 3D quanto as vistas superior, lateral e frontal.

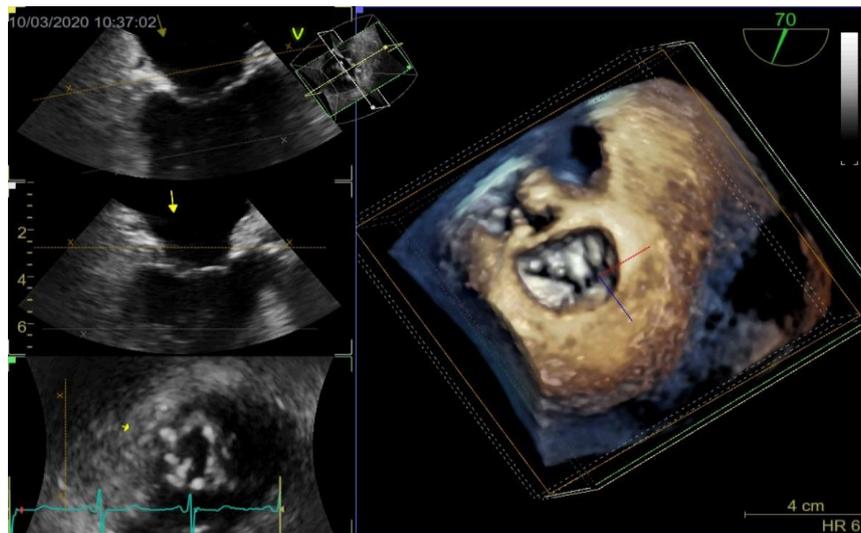


Figura 34 – *Frame* de um vídeo com vários elementos.

Fonte: AUTOR, 2020.

Devido à presença de muitos detalhes, o reconhecimento do contorno de interesse é dificultado, como verificado na Figura 35 (a). Para eliminar esse problema, cada *frame* foi seccionado em uma região com um número reduzido de contornos e com a região que representa a abertura valvar, como ilustra a Figura 35 (b). Por fim, todos os procedimentos descritos anteriormente foram adotados para a verificação da máxima abertura valvar.

Ademais, as máximas aberturas valvares identificadas e calculadas pelo PDI, tanto os exames da GE quanto os exames da Phillips, foram comparadas com as medições manuais dos médicos especialistas. A correspondência entre essas duas medições foi verificada utilizando o método de Bland-Altman.

O método Bland-Altman calcula a diferença média entre dois métodos de medição (conhecida como 'bias') e os limites de concordância de 95% com a diferença média. Ele gera um gráfico que apresenta os limites de concordância de 95% para um julgamento visual

de quão bem dois métodos de medição se correlacionam. Quanto menor o intervalo entre esses dois limites melhor será a correspondência (MYLES, 2007).

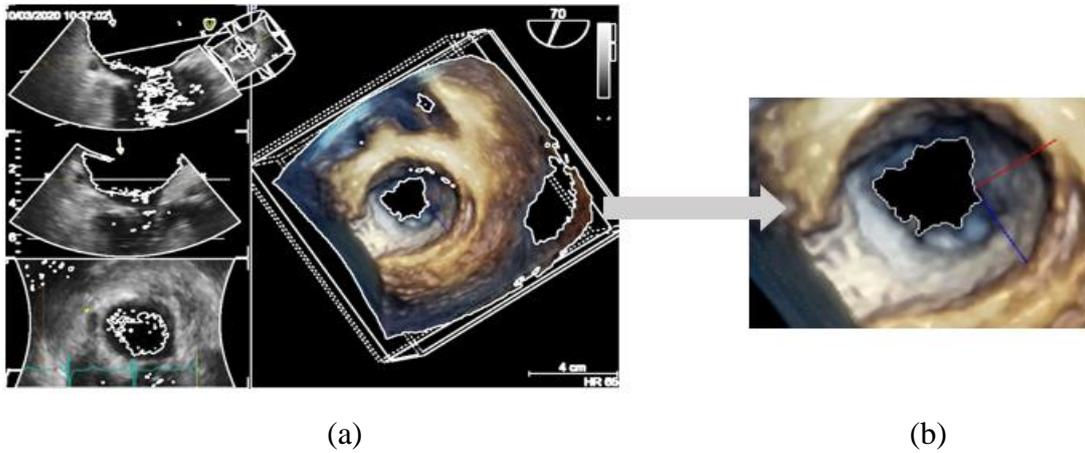


Figura 35– (a) Imagem completa com todos os contornos. (b) Imagem seccionada na região de interesse e seu contorno identificado.

Fonte: AUTOR, 2020.

3.2.7 Verificação dos Valores Adequados de Limiares

Com a finalidade de retirar a dependência do método de tentativa e erro empregado na seleção do valor do limiar, foi realizado um estudo detalhado comparando o valor do limiar selecionado com os contornos e com os valores das áreas máximas obtidas.

Para cada vídeo foram aplicados limiares de 1 até 255. Para cada valor de limiar, foi selecionado o *frame* com a área máxima de abertura valvar. Portanto, para cada vídeo, foram obtidas 255 imagens.

Logo, para obter apenas uma imagem como resultado, foi realizada uma análise em todas as 255 imagens obtidas, comparando o valor do limiar, o contorno obtido (que corresponde à área de abertura máxima da valva) e o valor calculado da área.

A partir dessa análise, a primeira observação foi que limiares maiores que 50 não selecionaram corretamente as regiões de aberturas valvares, tendo em vista que os contornos obtidos ficaram cada vez mais irregulares.

Além disso, a partir da relação entre os valores das áreas calculadas e os valores dos limiares, verificou-se que para *thresholds* dentro do intervalo de 1-40 houve pouca ou nenhuma variação na área máxima de abertura da válvula. A Figura 36 ilustra essa relação. Cada cor indica um caso diferente.

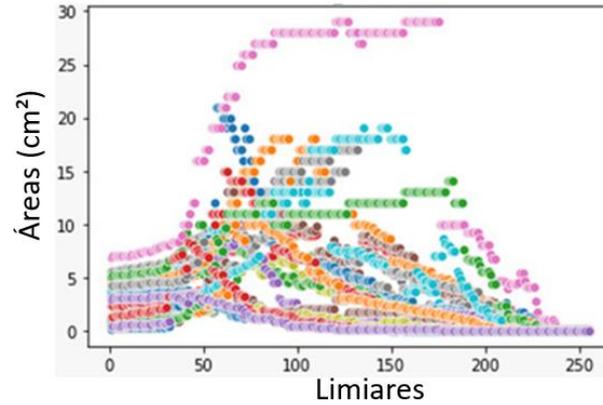


Figura 36 – Influência do *threshold* na obtenção das áreas valvares (30 casos diferentes).

Fonte: AUTOR, 2024.

Portanto, foi possível reduzir dos 255 valores possíveis de *thresholds* (intervalo de 1-255) para 40 (intervalo de 1-40). Contudo, com o objetivo de reduzir ainda mais esse intervalo, optou-se por comparar, dentro do intervalo 1-40, outros valores, como a diferença entre os perímetros das aberturas valvares de limiares sucessivos. A Figura 37 destaca os resultados obtidos dessa análise. Cada cor indica um caso diferente.

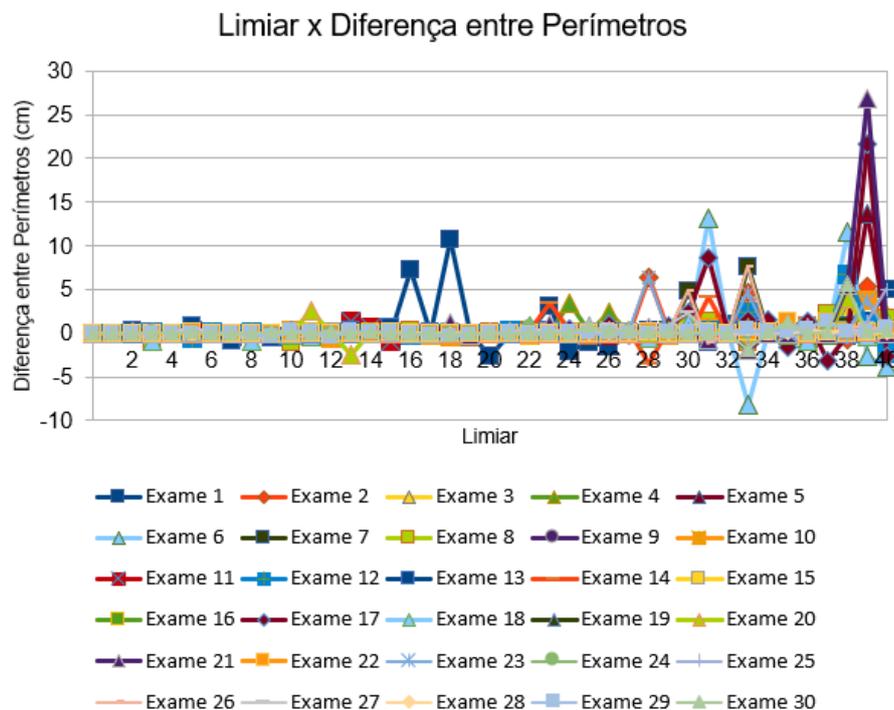


Figura 37 – Relação entre os valores dos limiares e a diferença entre os perímetros das áreas de máximas aberturas valvares (30 casos diferentes).

Fonte: AUTOR, 2024.

Percebe-se, portanto, a partir da análise da Figura 37, que os perímetros das máximas aberturas valvares permaneceram praticamente constantes até o valor do limiar 10. Depois desse valor de limiar, as diferenças entre os perímetros começaram a aumentar e se tornaram consideráveis, principalmente a partir do limiar de valor 30.

Desse modo, optou-se por reduzir o intervalo de análise de 1-40 para 10-30. Além do mais, caso algum vídeo apresente variação considerável do perímetro da máxima abertura valvar dentro do intervalo 10-30, a análise é interrompida, sem necessariamente precisar analisar todos os casos dentro do intervalo 10-30. Para variações consideráveis do perímetro, optou-se por adotar diferenças maiores do que 1,0 cm.

Em síntese, o vídeo será processado inicialmente com o valor de limiar (n) igual a 10, selecionando o *frame* com a maior área valvar. Depois, o vídeo será novamente processado para o limiar $n+1$, visando a seleção do *frame* com a maior área valvar. E assim por diante, até atingir uma diferença maior do que 1,0 cm entre os perímetros dos contornos das áreas máximas entre os *frames* obtidos pelos limiares $n+1$ e n . Esse procedimento está sintetizado na Figura 38.

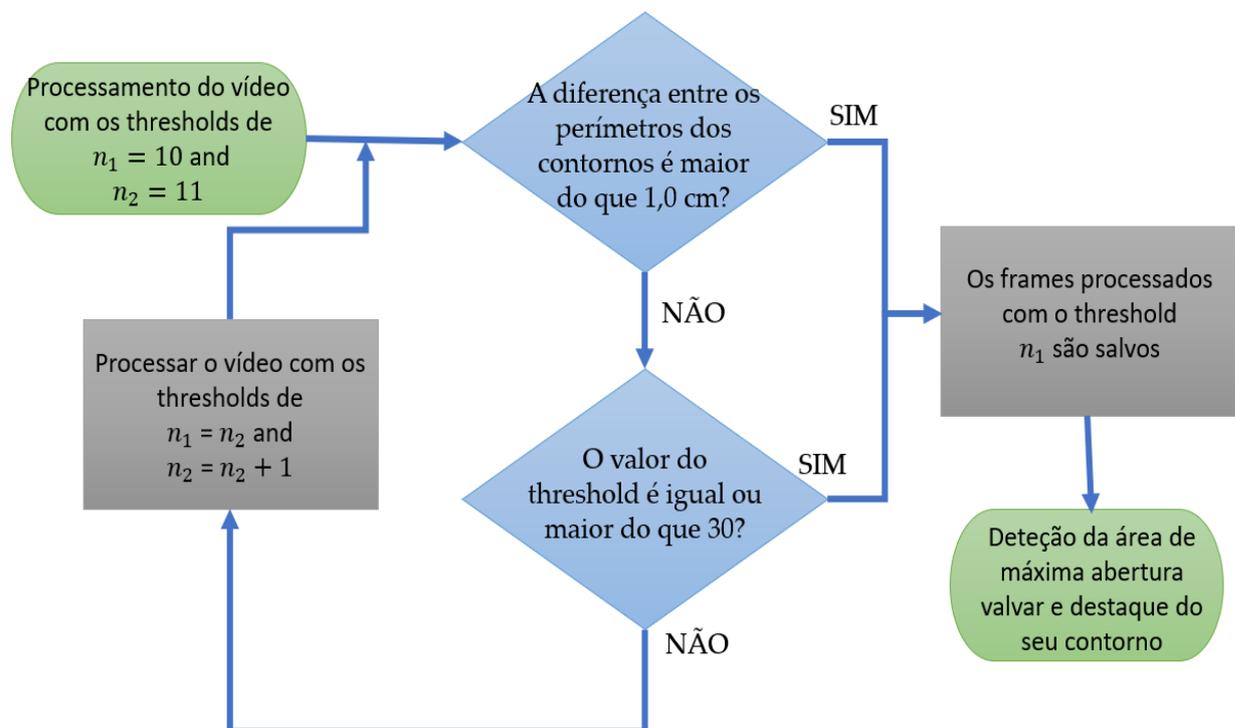


Figura 38 – Fluxograma da determinação do valor de *threshold* para cada caso.

Fonte: AUTOR, 2024.

3.2.8 Avaliação da metodologia empregada no PDI

Sobreveio a necessidade de verificar se a metodologia adotada é coerente e se os resultados seriam satisfatórios. Para isso, foram gerados vários desenhos, desde elementos geométricos, como quadrados, triângulos e círculos, até desenhos mais complexos, como ilustra a Figura 39, e aplicou-se o procedimento descrito para os *frames* dos vídeos de ecocardiogramas, com o intuito de obter o valor da área de cada um e comparar com o valor real conhecido, que está presente na Tabela 2. Foram calculados o erro absoluto e o erro relativo do processamento de imagens empregado para os casos em questão.

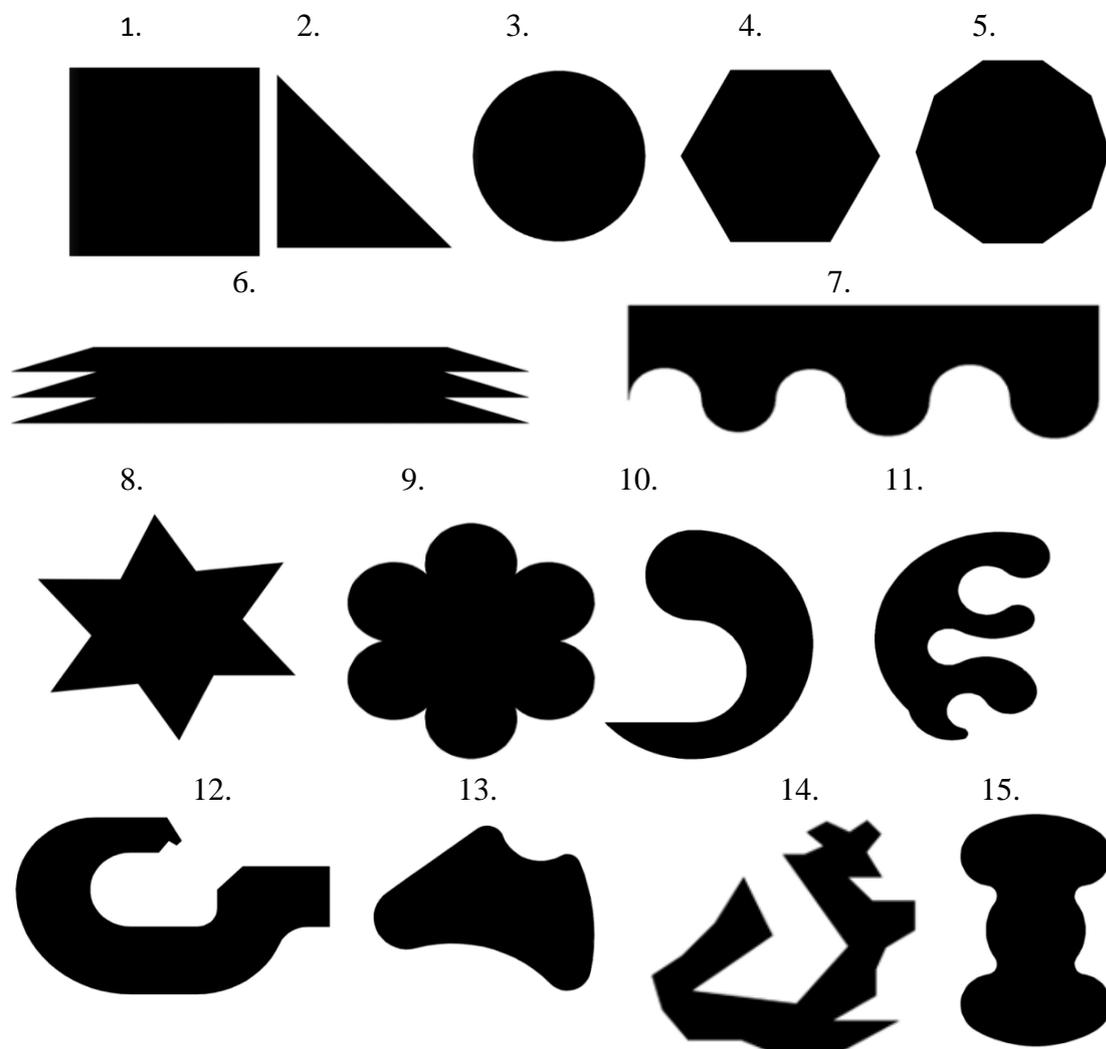


Figura 39 – Desenhos para a avaliação da metodologia empregada no PDI.

Fonte: AUTOR, 2020.

Tabela 2 – Áreas dos desenhos da Figura 39.

DESENHOS	ÁREA (mm ²)		DESENHOS	ÁREA (mm ²)
1.	2500		9.	9361,57
2.	1250		10.	8778,64
3.	1963,49		11.	6206,67
4.	4156,92		12.	5246,78
5.	4511,53		13.	3197,32
6.	4905,89		14.	7882,50
7.	2411,20		15.	21889,37
8.	3874,15			

Fonte: AUTOR, 2020.

Para a análise dos desenhos foi acrescentada uma linha com 2 cm de comprimento, para servir como escala e determinar a área de cada pixel, como se percebe na Figura 40.



Figura 40 – Quadrado com sua escala de 2 cm.

Fonte: AUTOR, 2020.

Após a identificação dos contornos, como consta na Figura 41, nota-se que o perímetro do contorno não deve ser levado em consideração no cálculo das áreas, mas apenas a quantidade de pixels internas a ele, uma vez que os contornos surgem externamente ao desenho. Esse é o único fator que diferencia das análises das áreas de abertura valvar.

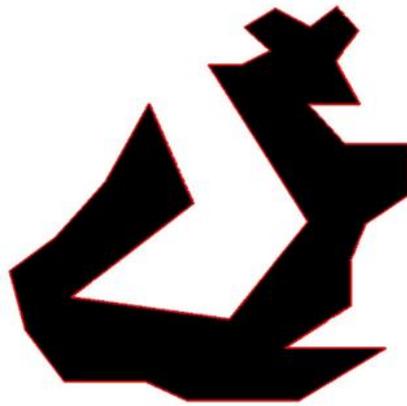


Figura 41 – Contorno, em vermelho, do desenho de número 14 da Figura 39.

Fonte: AUTOR, 2020.

3.3 SOFTWARE DESENVOLVIDO

O software foi desenvolvido com o intuito de facilitar a identificação da área de máxima abertura de valvas mitrais e para facilitar a extração das dimensões necessárias para impressão 3D das valvas, sem a necessidade de um profissional especializado ou de um software específico e/ou pago.

As Figuras 42 a 52 apresentam as telas da versão final do software, desenvolvido com a linguagem Python.

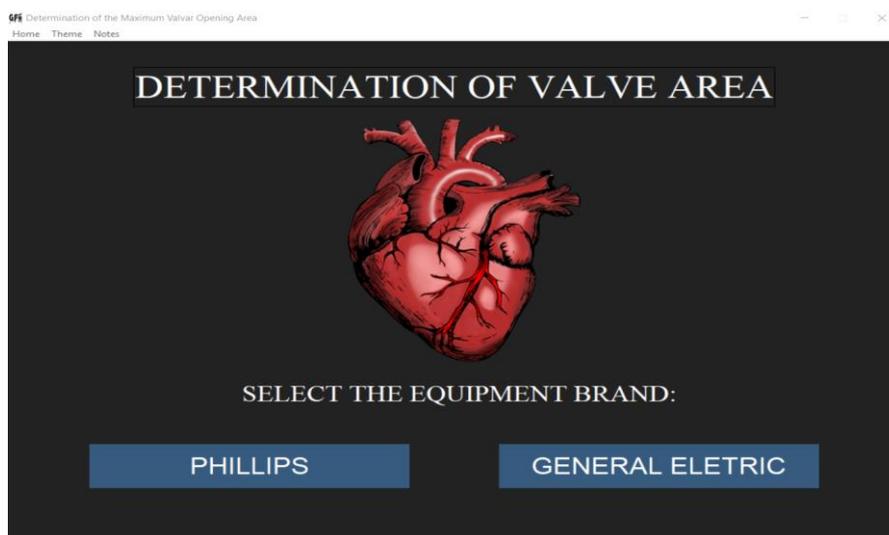


Figura 42 - Tela inicial do software desenvolvido.

Fonte: AUTOR, 2022.

O software funciona da seguinte maneira: primeiramente o usuário deve escolher qual marca de fabricante foi empregada para a aquisição dos vídeos, como ilustrado na Figura 42.

Após clicar no botão “PHILLIPS”, aparecerá uma tela solicitando a seleção do vídeo e a inserção do valor da escala, conforme Figura 43, com instruções para otimizar os resultados.

Como padrão, os vídeos para análise devem possuir a vista 3D da valva, de tal modo que a abertura valvar esteja paralela à tela do vídeo, e a escala empregada no momento da aquisição, sem as vistas lateral, superior e frontal. Além disso, é recomendado salvar vídeos com duração mínima de quatro batimentos cardíacos, para evitar possíveis erros de medições, principalmente em casos como de arritmia cardíaca.

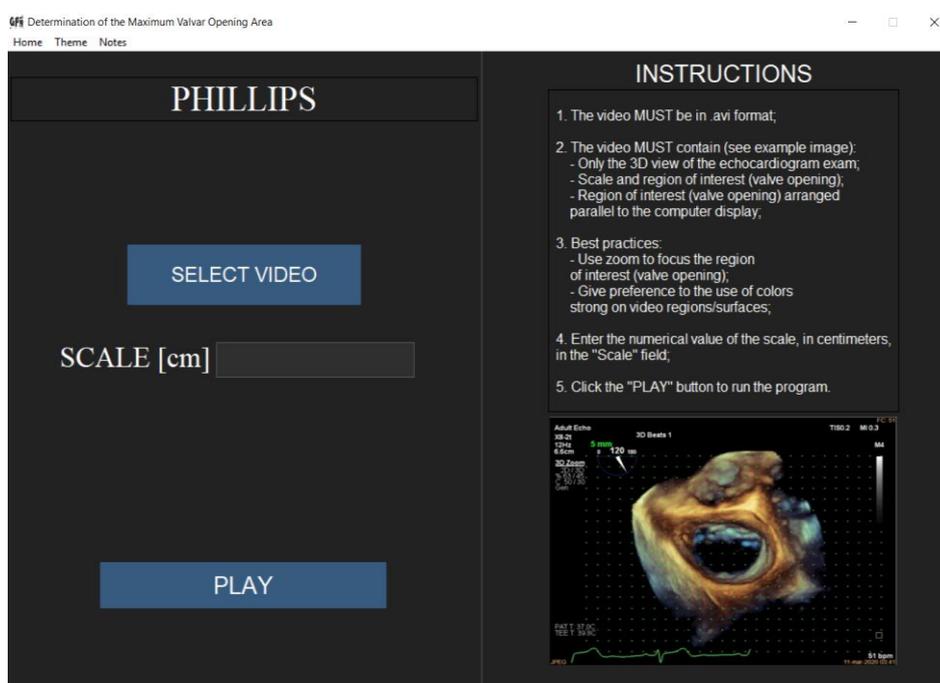


Figura 43 - Tela de execução dos vídeos da Phillips do software desenvolvido.

Fonte: AUTOR, 2022.

Após selecionar o vídeo a ser analisado e inserir o valor numérico da escala, deve-se apertar o botão “PLAY” para o software executar o processamento digital (Figura 44). Serão exibidos, como resultado, os frames com as maiores áreas valvares para cada valor de limiar compreendido entre o intervalo 10-30 (até a diferença de perímetro atingir o valor de 1 cm).

Por essa razão que na Figura 44 são exibidos os botões de “PREVIOUS” e “NEXT”, pois cada imagem representa o resultado para um limiar diferente. Logo, é de

responsabilidade do operador do software escolher qual o contorno que melhor condiz com a realidade. Por consequência, é exibido o valor da área máxima de abertura valvar para cada imagem.

Com o valor da área máxima, pode-se verificar se o paciente possui ou não estenose.



Figura 44 - Tela do software desenvolvido com os resultados obtidos dos vídeos da Phillips: exibição dos *frames* e das máximas aberturas valvares.

Fonte: AUTOR, 2022.

Com a escolha da imagem que representa fidedignamente o contorno, deve-se clicar em “SELECT IMAGE” (Figura 44). Essa opção abrirá uma nova tela (Figura 45) para seleção do contorno externo. Para salvar os pontos do contorno interno e do contorno externo em um arquivo no formato XLS basta clicar no botão “Save”. Esses pontos são fundamentais para o desenho dos contornos em softwares de desenho e para, conseqüentemente, a impressão 3D da valva mitral.

Para a impressão 3D, além dos pontos que formam o contorno correspondente à máxima área de abertura valvar (contorno interno), são necessários os pontos do contorno externo, que não estão relacionados com a abertura valvar, mas sim com o seu tamanho total. O contorno externo é obtido pelo usuário com o mouse, ao percorrer toda região desejada.

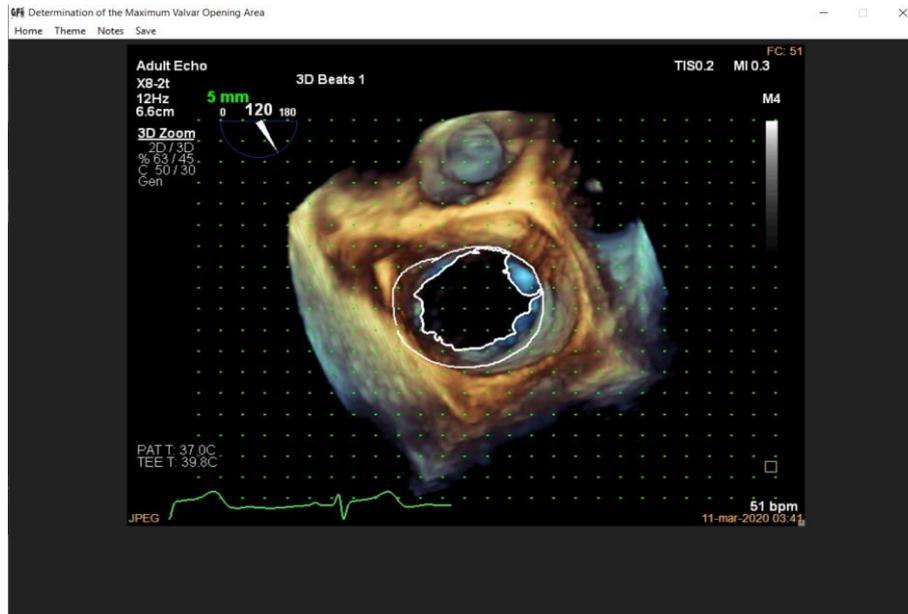


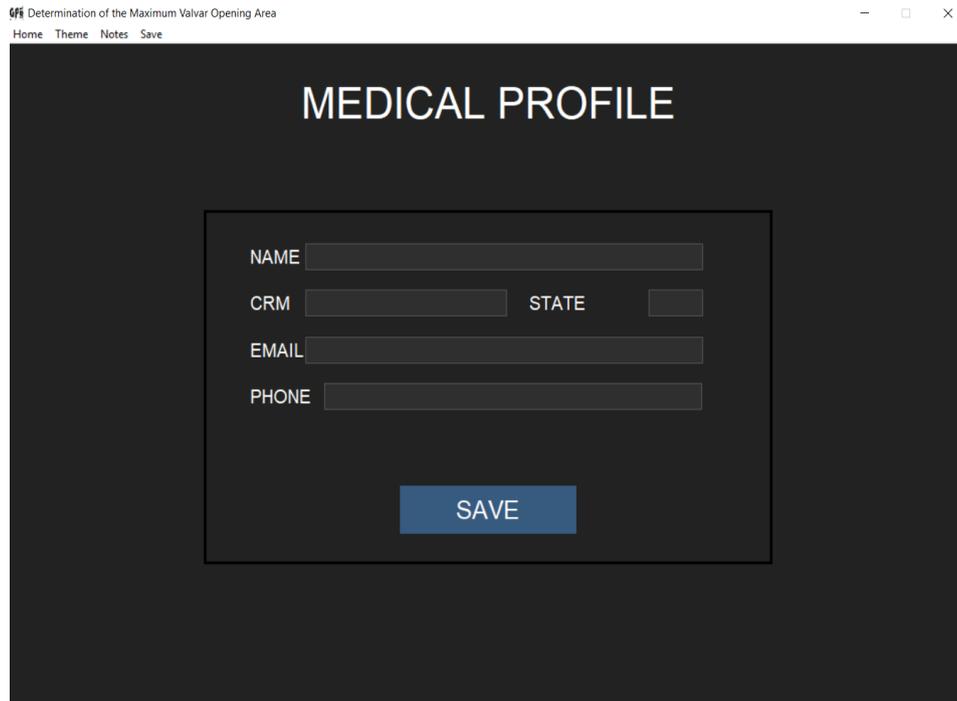
Figura 45 - Tela do software desenvolvido exibindo a região externa selecionada a partir do resultado obtido do vídeo da Phillips.

Fonte: AUTOR, 2022.

O botão “Save” está localizado no canto superior esquerdo da tela (Figura 45), ao lado dos botões “Home”, que permite voltar para a tela inicial (Figura 42), “Theme”, que permite mudar a cor do fundo da tela, e “Notes”, que permite exportar os resultados obtidos - imagem selecionada e área de máxima abertura valvar - para um relatório que poderá ser escrito pelo médico no próprio software, que será salvo em arquivo no formato DOC.

Após pressionar o botão “Notes” pela primeira vez, será exibida a tela da Figura 46, para preenchimento de informações como “NAME”, “CRM”, “STATE”, “EMAIL” e “PHONE”, para definição e identificação do médico que realizou as medições no software. Todas essas informações serão exibidas em um arquivo DOC.

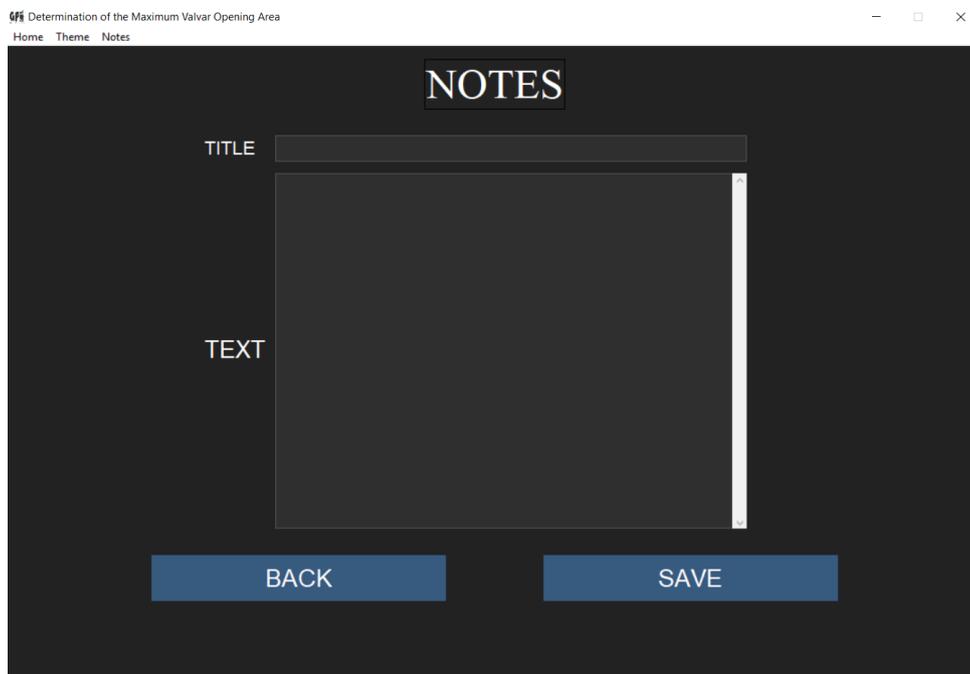
Com todos os campos preenchidos, deve-se clicar no botão “SAVE” e a tela da Figura 47 será exibida, para preenchimento do “TITLE” e do “TEXT”, que correspondem ao título do relatório e às anotações pertinentes. Após clicar em “SAVE”, o relatório será salvo em arquivo DOC, contendo o título, a imagem selecionada, a área de máxima abertura valvar, o texto preenchido no campo “TEXT”, e o perfil do médico, com o seu nome, CRM, e-mail e telefone.



The screenshot shows a software window titled "Determination of the Maximum Valvar Opening Area" with a menu bar containing "Home", "Theme", "Notes", and "Save". The main content area is dark-themed and features the heading "MEDICAL PROFILE" in white. Below the heading is a form with the following fields: "NAME" (text input), "CRM" (text input), "STATE" (text input), "EMAIL" (text input), and "PHONE" (text input). A blue "SAVE" button is positioned below the form fields.

Figura 46 – Tela do software desenvolvido para definição do perfil do médico.

Fonte: AUTOR, 2022.



The screenshot shows a software window titled "Determination of the Maximum Valvar Opening Area" with a menu bar containing "Home", "Theme", and "Notes". The main content area is dark-themed and features the heading "NOTES" in white. Below the heading is a form with the following fields: "TITLE" (text input) and "TEXT" (a large text area). At the bottom of the form are two blue buttons: "BACK" and "SAVE".

Figura 47 - Tela do software desenvolvido para emissão do laudo de acordo com os resultados obtidos.

Fonte: AUTOR, 2022.

Já na seleção do botão “GENERAL ELETRIC” na Figura 42, aparecerá uma tela solicitando para o usuário escolher entre dois casos, de acordo com o modelo do vídeo salvo (Figura 48). Para cada caso será aberta uma tela com instruções e para seleção do vídeo e da escala (Figura 49 e Figura 50).

O “CASE 1” compreende os vídeos da GE salvos com apenas a vista tridimensional da valva e sua escala, como se verifica na Figura 48. Já o “CASE 2” compreende os vídeos salvos com as vistas superior, lateral, frontal e tridimensional, como se verifica na Figura 48.



Figura 48 - Tela do software desenvolvido para escolha entre os casos 1 e 2 dos vídeos da General Eletric.

Fonte: AUTOR, 2022.

Para o “GENERAL ELETRIC - CASE 1” (Figura 49), o passo a passo e os procedimentos a serem adotados são os mesmos descritos para os vídeos da “PHILLIPS”, expostos ao longo do texto.

Já para o “GENERAL ELETRIC - CASE 2” (Figura 50), por conter muitos detalhes visuais, optou-se por solicitar do usuário a seleção da região de interesse a ser analisada, ou seja, selecionar a região que compreende a valva mitral na vista tridimensional (Figura 51).

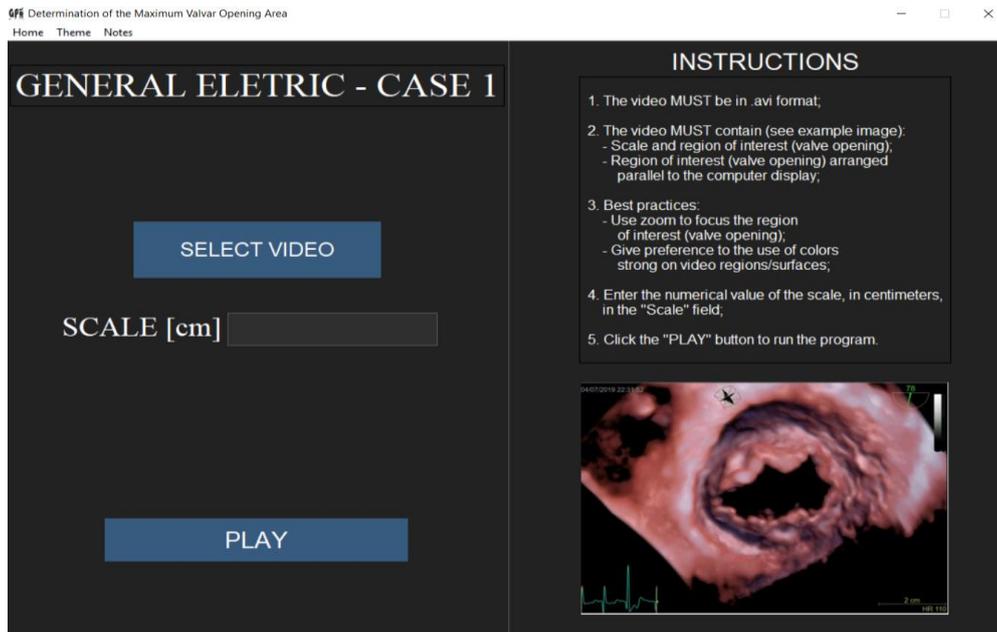


Figura 49 - Tela de execução do software desenvolvido para os vídeos da General Eletric - Caso 1.

Fonte: AUTOR, 2022.

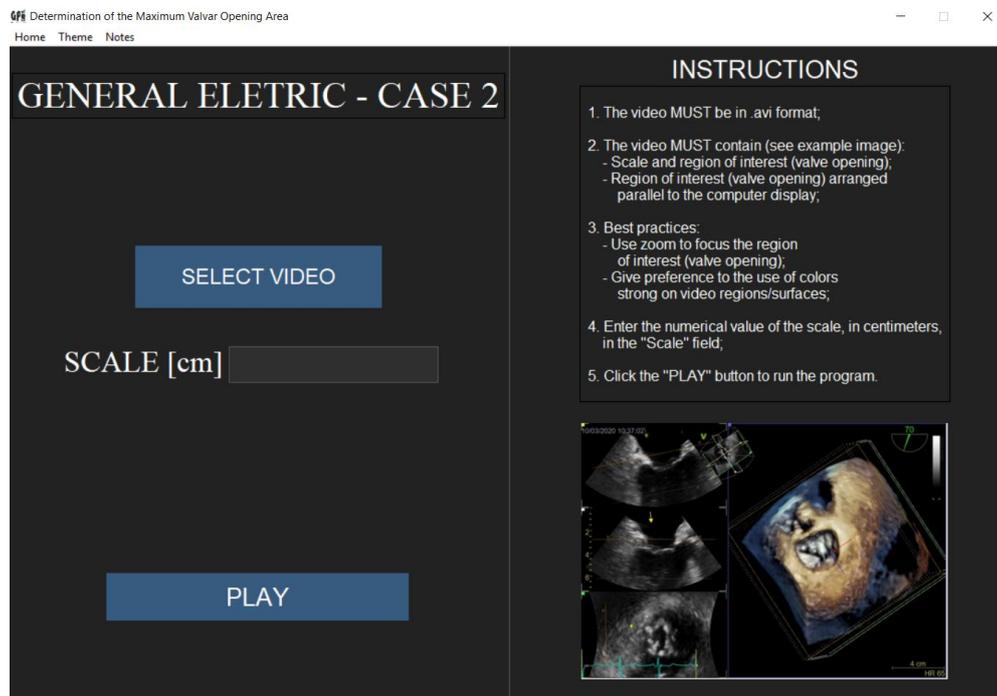


Figura 50 - Tela de execução do software desenvolvido para os vídeos da General Eletric - Caso 2.

Fonte: AUTOR, 2022.

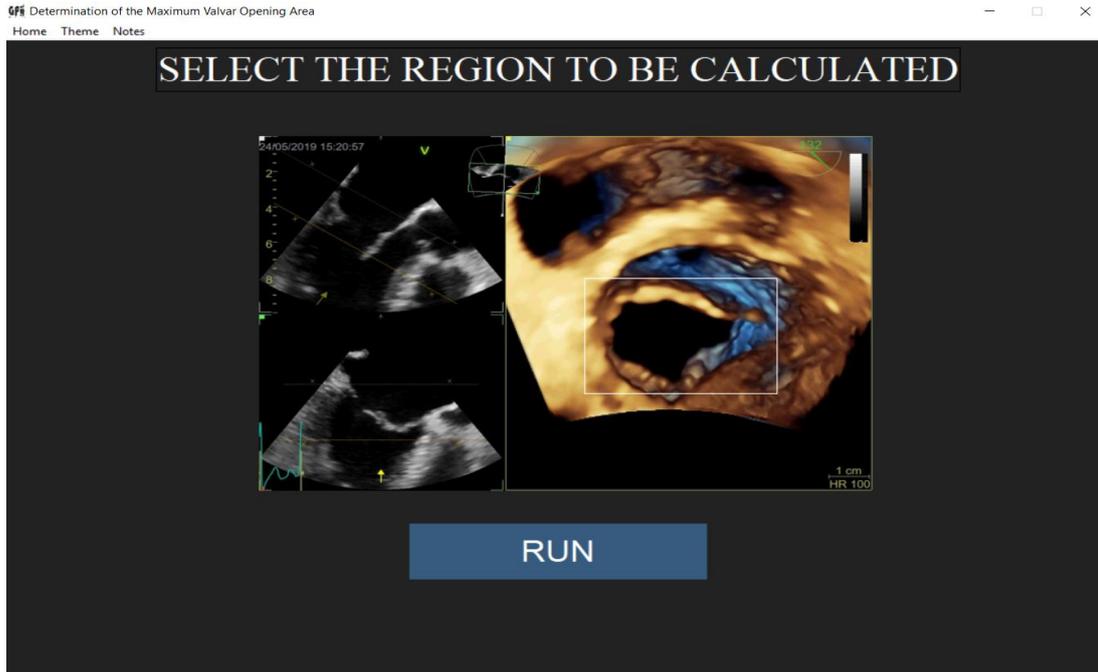


Figura 51 - Tela do software desenvolvido para seleção da região de interesse dos vídeos da General Eletric - Caso 2.

Fonte: AUTOR, 2022.

Após selecionar a região de interesse, deve-se pressionar o botão “RUN” (Figura 51) e os resultados serão apresentados após a execução do processamento digital (Figura 52).

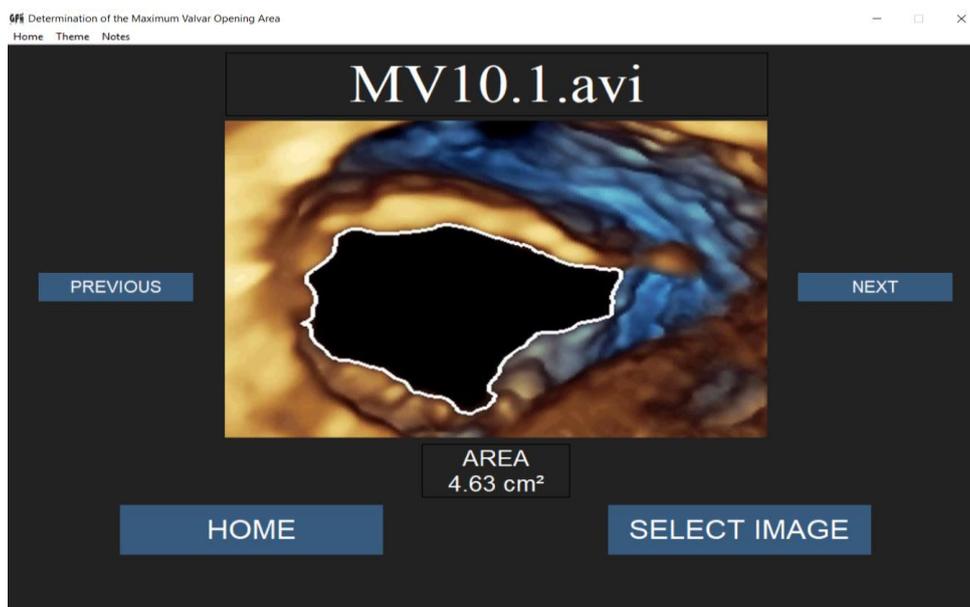


Figura 52 – Tela do software desenvolvido com os resultados obtidos da General Eletric - Caso 2.

Fonte: AUTOR, 2022.

Serão exibidos os *frames* com as maiores áreas valvares para cada valor de limiar compreendido entre o intervalo 10-30 (até a diferença de perímetro atingir o valor de 1 cm). A partir dessa etapa, o “GENERAL ELETRIC - CASE 2” se assemelha aos passos descritos para o “PHILLIPS”.

O funcionamento do software está resumido no esquema ilustrado no Anexo II.

Por fim, o software desenvolvido cria, na mesma pasta que está salvo o vídeo analisado, uma pasta intitulada “PDI”, que conterà três pastas, uma para os casos da Phillips, uma para o caso 1 da General Eletric e uma para o caso 2 da General Eletric.

Dentro de cada uma dessas pastas, será criada outra pasta com o nome do vídeo analisado, o dia da análise e a hora. Dentro dela serão salvos os arquivos das áreas e perímetros máximos das aberturas valvares para cada valor de limiar dentro do intervalo da análise. Também serão salvas as imagens correspondentes (com os contornos destacados) e os pontos dos contornos internos e externos, como se verifica na Figura 54.



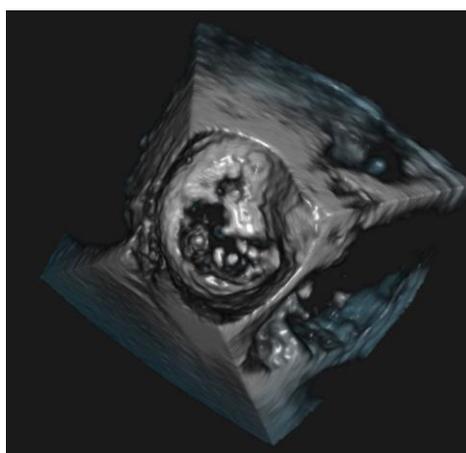
Figura 53 - Arquivos salvos pelo software desenvolvido.

3.4 EMPREGO DA IMPRESSÃO 3D

Optou-se por empregar a impressão 3D de valvas mitrais pois as impressões podem ser utilizadas com finalidades didáticas ou como uma ferramenta de análise prévia do quadro clínico do paciente. Essas impressões são importantes para melhor visualização do quadro clínico do paciente, pois conterão as características anatômicas específicas de cada paciente. Além disso, impressão 3D de valvas mitrais representa um passo inicial para o desenvolvimento e escolha de próteses de acordo com as particularidades de cada paciente.

Para obter a impressão 3D de valvas mitrais, foram utilizadas duas abordagens. Uma com softwares pagos e outra com o software desenvolvido. Será descrita a metodologia empregada com os softwares pagos e depois a metodologia empregada com o software desenvolvido.

Inicialmente, foi necessário encontrar um software capaz de trabalhar com o formato DICOM (“.dcm”), pois ele é o mais difundido quando o quesito é salvar arquivos de ecocardiogramas em 3D. Para isso, foi utilizado o Vesalius3D, que permite a abertura do arquivo e sua manipulação, como a seleção da região e o instante de interesse (valva mitral aberta ou fechada, por exemplo), além de fornecer a possibilidade de recortar e apagar regiões indesejadas. Foram testados 3 arquivos DICOM, com o intuito de analisar a possibilidade e a obtenção de impressões 3D das valvas mitrais. Um exemplo de arquivo aberto no Vesalius3D está ilustrado na Figura 55.



(a)

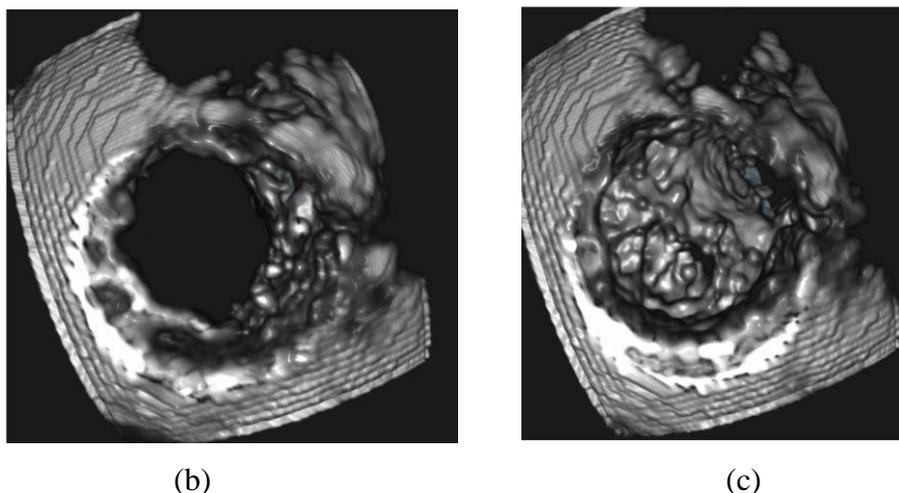


Figura 54 – Visualização dos exames de ecocardiogramas 3D no Vesalius3D. (a) Vista tridimensional – valva mitral sendo representada de baixo para cima; (b) Momento de abertura máxima da valva mitral; (c) Momento de fechamento da valva mitral.

Fonte: AUTOR, 2019.

Depois de selecionar a região de interesse, ou seja, apenas a valva mitral, e o instante desejado, situação de abertura máxima ou de fechamento, o arquivo é salvo na extensão que possibilite a impressão 3D. Impressoras 3D geralmente trabalham com arquivos STL.

Como o ecocardiograma provém de um exame do corpo humano, a região 3D gerada apresenta vários detalhes que dificultam a impressão, principalmente levando em consideração a resolução da impressora 3D.

No caso, os arquivos salvos em STL provindos do Vesalius3D continham regiões que impossibilitavam a impressão com a impressora 3D disponível, do laboratório do prof. Dr. Cícero da Rocha Souto. Ela é da marca Stratasys Dimension Elite, com volume de impressão 203 x 203 x 305 mm e com espessuras das camadas de impressão de 0,254 mm e 0,178 mm. O material a disposição para impressão era o ABS.

Logo, foi necessário refinar o “desenho”. E para isso, foi usado o software Materialise Magics, pois ele permite trabalhar com arquivos STL. Ou seja, qualquer situação que exija um aprimoramento do arquivo salvo, para possibilitar a impressão, necessita passar pelo Materialise Magics ou outro software.

A Figura 56 ilustra os arquivos após tratamento com o Materialise Magics, com dimensões, em milímetros, de um cubo que contém a peça. Por fim, esses arquivos foram submetidos à impressão.

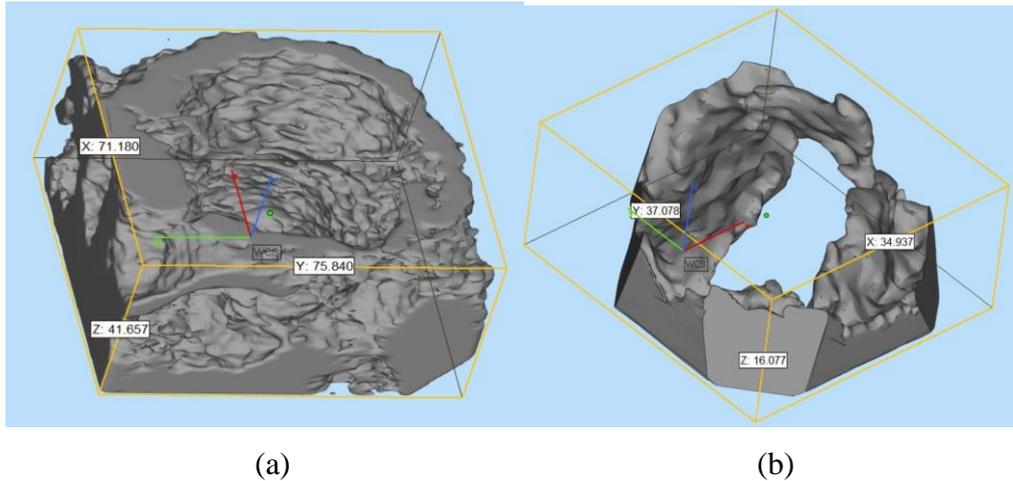


Figura 55 – Valvas mitrais prontas para a impressão 3D – softwares pagos: (a) Região generalizada e (b) apenas a valva mitral.

Fonte: AUTOR, 2019.

Já com a utilização do software desenvolvido, basta carregar o vídeo AVI, selecionar a imagem que mais se aproxima da realidade e depois utilizar o mouse para percorrer a superfície externa da valva. Nesse caso, tanto os pontos do contorno externo quanto do contorno interno são salvos na extensão XLS.

Com esses arquivos salvos, exporta-se os pontos para softwares de desenho, como o Autocad, que gera os contornos 2D. Para transformá-los em 3D, foi necessário manipular algumas dimensões como espessura e diâmetro.

A Figura 57 ilustra um desenho no Autocad de uma valva mitral a partir dos vídeos processados digitalmente pelo software desenvolvido.

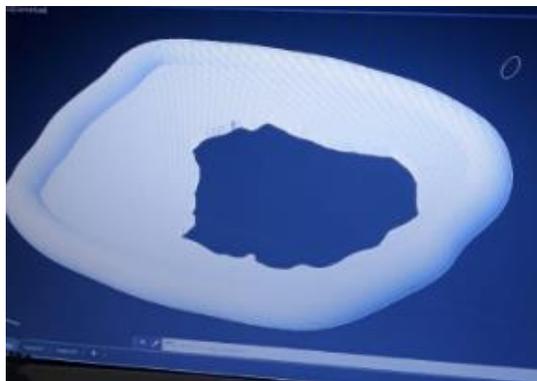


Figura 56 – Valva mitral pronta para impressão – software desenvolvido.

Fonte: AUTOR, 2022.

Todas as impressões 3D das valvas mitrais analisadas pelo software desenvolvido foram realizadas com as impressoras do Laboratório de Fabricação Digital do Centro de Energias Alternativas e Renováveis (FABLAB/CEAR). As impressões ocorreram em material PETG e FLEX.

3.5 CONCLUSÃO DO CAPÍTULO III – METODOLOGIA

Este capítulo descreveu todo o passo a passo empregado para a obtenção do diagnóstico de estenose mitral a partir de vídeos de ecocardiogramas transesofágicos 3D, destacando como os vídeos foram adquiridos, como a técnica de *thresholding* foi utilizada, como os testes foram realizados para definição do valor de *threshold* para cada caso, como a metodologia foi testada em figuras geométricas com áreas conhecidas, como o software foi desenvolvido e como a impressão 3D foi obtida. Portanto, este capítulo teve como objetivo detalhar todos os procedimentos empregados, as análises realizadas e as dificuldades encontradas na obtenção dos resultados pretendidos.

CAPÍTULO IV

RESULTADOS E DISCUSSÃO

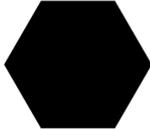
Este capítulo apresenta os resultados e discussões sobre a aplicação do processamento digital de imagens, a utilização do software desenvolvido e o emprego da impressão 3D.

4.1 RESULTADOS E DISCUSSÃO: PDI E SOFTWARE DESENVOLVIDO

Os resultados da avaliação da metodologia aplicada no processamento digital (procedimentos descritos no tópico 3.2.8) podem ser visualizados na Tabela 3. Verifica-se, portanto, que os erros atingidos não ultrapassaram 3,00%.

Tabela 3 – Comparação entre áreas reais e áreas advindas do PDI.

DESENHOS	ÁREA REAL (mm ²)	ÁREA PDI (mm ²)	Erro Absoluto	Erro Relativo
	2500,00	2499,98	0,02	0,0008 %
	1250,00	1254,29	4,29	0,34 %
	1963,49	1971,22	7,73	0,39 %

	4156,92	4201,83	44,91	1,08 %
	4511,53	4536,03	24,5	0,54 %
	4905,89	4991,14	85,25	1,74 %
	2411,20	2421,02	9,82	0,41 %
	3874,15	3908,97	34,82	0,90 %
	9361,57	9424,17	62,6	0,67 %
	8778,64	8856,25	77,61	0,88 %
	6206,67	6291,18	84,51	1,36 %
	5246,78	5268,43	21,65	0,41 %
	3197,32	3223,98	26,66	0,83 %

	7882,50	8003,79	121,29	1,54 %
	21889,37	22424,79	535,42	2,45 %

Fonte: AUTOR, 2020.

Foi constatado que o erro foi proveniente de dois fatores: (1) obtenção das dimensões do pixel de acordo com a escala e (2) aplicação de zoom.

Fator (1): uma escala que apresente, por exemplo, 2 cm com 137 pixels, apresentaria 68,5 pixels por cm. Mas como não existe 0,5 pixel, pois eles são unitários, o PDI usará 68 ou 69 pixels para cada centímetro, mesmo que a divisão de 2 cm por 137 pixels apresente o valor de 0,0146 cm para cada pixel. Esse fator depende de como os softwares salvam as imagens e da quantidade de pixels atribuída à escala. Logo, não é possível manipulá-lo.

Fator (2): ocorre principalmente para estruturas mais complexas, onde à medida que o zoom é reduzido, os detalhes da estrutura são perdidos e a representação da imagem em pixels torna-se menos exata, pois o software não necessita de muito processamento e de muitos detalhes para representar uma imagem pequena em comparação com uma maior. Portanto, o erro no cálculo de sua área e de outros parâmetros é aumentado, uma vez que eles dependem dessa quantidade de pixels pertencentes ao desenho.

A Figura 58 ilustra um desenho na sua forma original e na sua forma reduzida (zoom reduzido em 2x). A Tabela 4 apresenta os resultados obtidos para os mesmos desenhos analisados na Tabela 3, com a redução do zoom em 2x. Essa análise foi realizada para verificar a influência do zoom das imagens no PDI empregado por este estudo.

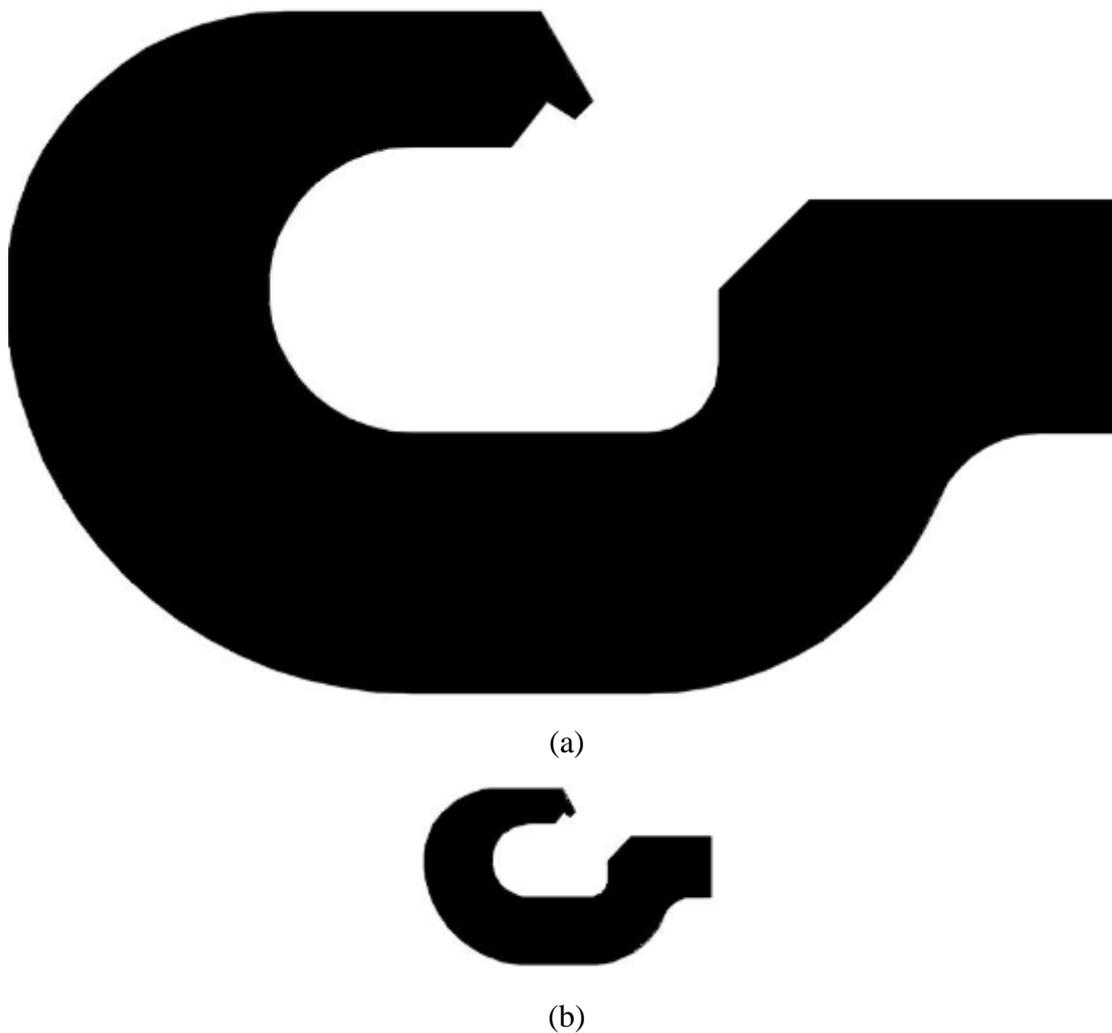


Figura 57 – (a) Desenho original e (b) desenho com zoom reduzido.

Fonte: AUTOR, 2020.

Na Tabela 4, o desenho “1.” equivale ao quadrado da Tabela 3. O desenho “2.” equivale ao triângulo da Tabela 3. O desenho “3.” equivale ao círculo da Tabela 3. E assim sucessivamente.

Foi observado, a partir da análise da Tabela 4, que ocorreu o aumento do erro devido à redução do zoom, principalmente em superfícies triangulares. Os maiores erros foram observados nos desenhos “2.” (erro de 11,36 %), “6.” (erro de 10,81 %) e “7.” (erro de 9,95 %). Na Tabela 3, o maior erro obtido foi de 2,45%. Dos quinze casos da Tabela 4, apenas três desenhos apresentaram redução do erro. Foram eles: os desenhos “4.” (erro reduziu de 1,08 % para 0,66 %), “9.” (erro reduziu de 0,67 % para 0,05 %) e “10.” (erro reduziu de 0,88 % para 0,39%).

Tabela 4 - Comparação entre áreas reais e áreas advindas do PDI com o zoom reduzido em 2x.

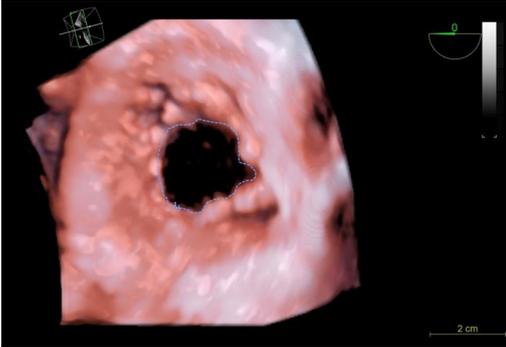
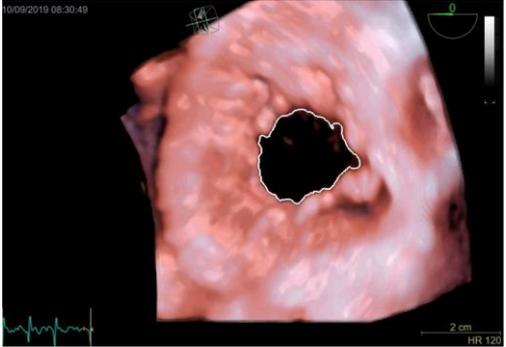
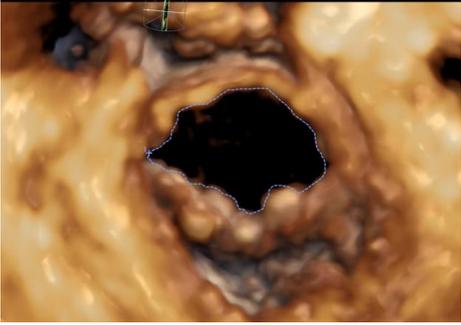
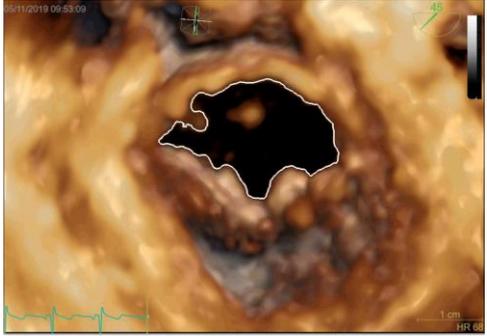
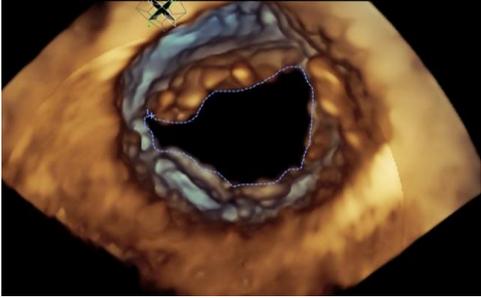
DESENHOS	ÁREA REAL (mm²)	ÁREA PDI (mm²)	Erro Absoluto	Erro Relativo
1.	2500,00	2568,00	68	2,72 %
2.	1250,00	1391,97	141,97	11,36 %
3.	1963,49	1990,21	26,72	1,36 %
4.	4156,92	4184,37	27,45	0,66 %
5.	4511,53	4554,42	42,89	0,95 %
6.	4905,89	5436,42	530,53	10,81 %
7.	2411,20	2651,23	240,03	9,95 %
8.	3874,15	3928,56	54,41	1,40 %
9.	9361,57	9366,54	4,97	0,05 %
10.	8778,64	8813,00	34,36	0,39 %
11.	6206,67	6676,54	469,87	7,57 %
12.	5246,78	5355,73	108,95	2,08 %
13.	3197,32	3414,81	217,49	6,80 %
14.	7882,50	8089,26	206,76	2,62 %
15.	21889,37	20640,72	535,42	2,45 %

Fonte: AUTOR, 2020.

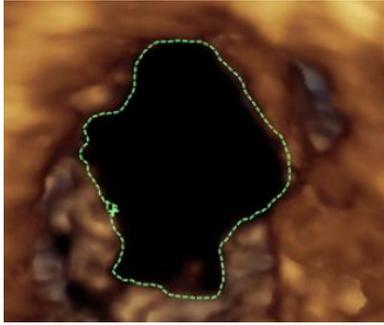
Logo, para os vídeos dos exames de ecocardiogramas, optou-se por aumentar o zoom, destacando-se a região de abertura valvar. Dessa forma, eles foram submetidos à análise para verificação da máxima área de abertura valvar.

Na Tabela 5 são apresentados, ao todo, os resultados de 18 exames diferentes. Para cada exame foi exibida a medição médica e a medição resultante do PDI. As imagens “1.1.” e “1.2.” da Tabela 5 são referentes a um mesmo exame. A diferença é que a imagem “1.1.” ilustra o resultado obtido manualmente pelos especialistas, em que o contorno da área de máxima abertura valvar está destacado em linhas tracejadas de cor azul, e a imagem “1.2.” ilustra o resultado obtido pelo PDI, com o contorno destacado em linha contínua de cor branca. O mesmo raciocínio foi empregado para as demais imagens.

Tabela 5 – Comparação entre medições médicas e medições via processamento digital.

ÁREA DE MÁXIMA ABERTURA VALVAR	
MEDIÇÕES MÉDICAS	PROCESSAMENTO DIGITAL
<p>1.1.</p>  <p style="text-align: center;">Área: 4,5 cm²</p>	<p>1.2.</p>  <p style="text-align: center;">Área: 4,2 cm²</p>
<p>2.1.</p>  <p style="text-align: center;">Área: 3,2 cm²</p>	<p>2.2.</p>  <p style="text-align: center;">Área: 2,7 cm²</p>
<p>3.1.</p>  <p style="text-align: center;">Área: 5,1 cm²</p>	<p>3.2.</p>  <p style="text-align: center;">Área: 5,3 cm²</p>

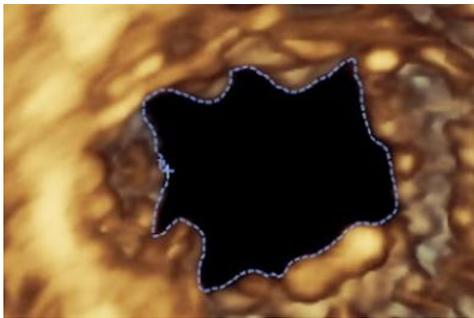
4.1.

Área: 3,5 cm²

4.2.

Área: 4,0 cm²

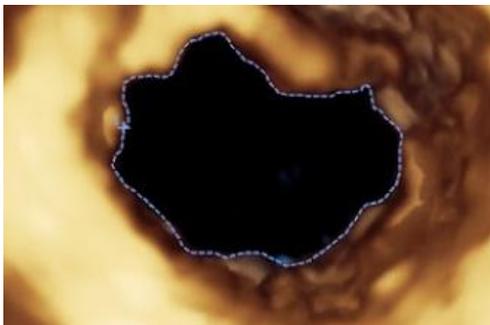
5.1.

Área: 3,5 cm²

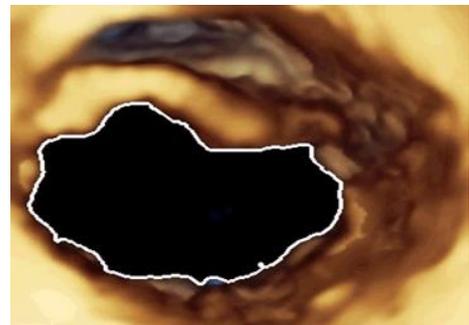
5.2.

Área: 3,2 cm²

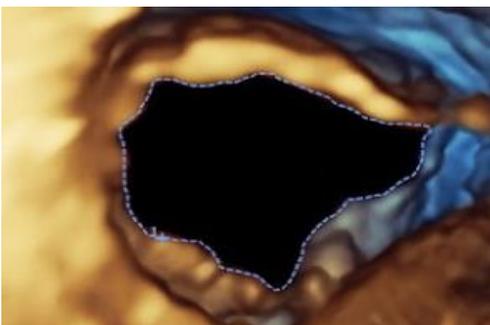
6.1.

Área: 7,3 cm²

6.2.

Área: 7,4 cm²

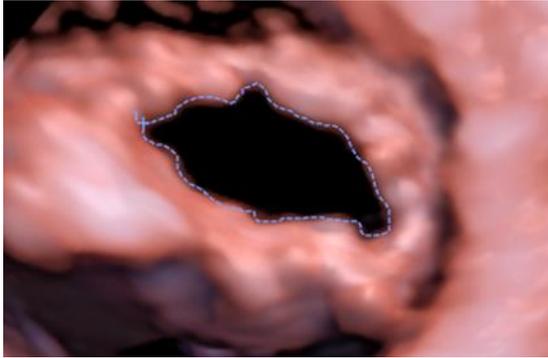
7.1.

Área: 4,7 cm²

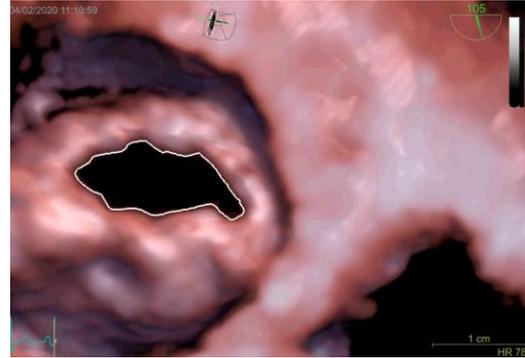
7.2.

Área: 4,5 cm²

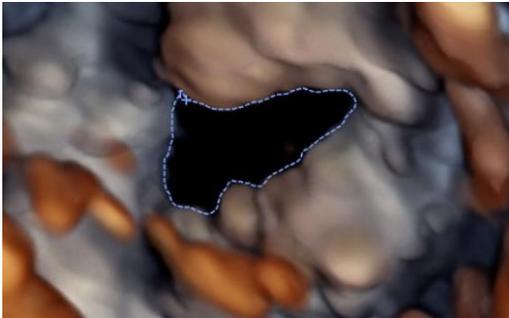
8.1.

Área: 1,1 cm²

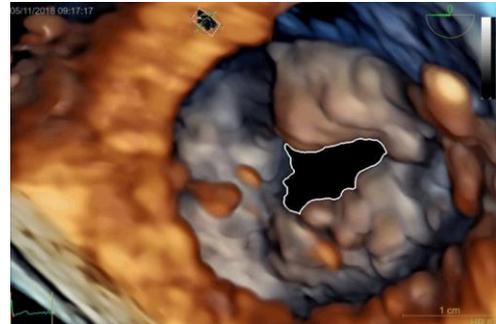
8.2.

Área: 1,0 cm²

9.1.

Área: 0,6 cm²

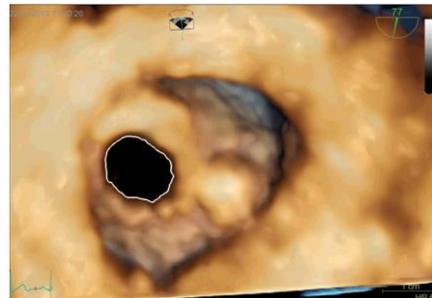
9.2.

Área: 0,5 cm²

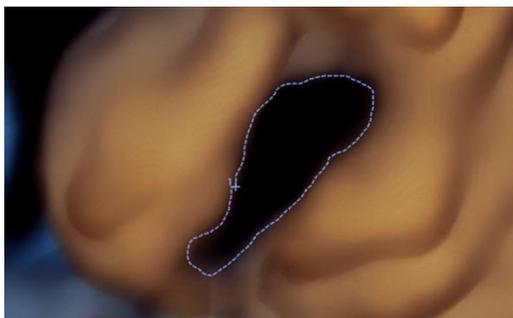
10.1.

Área: 0,9 cm²

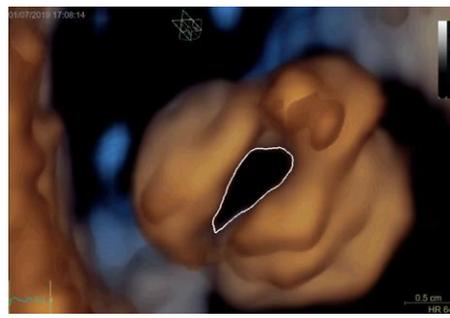
10.2.

Área: 1,1 cm²

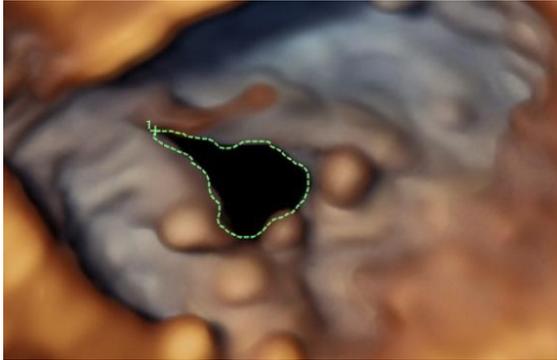
11.1.

Área: 0,4 cm²

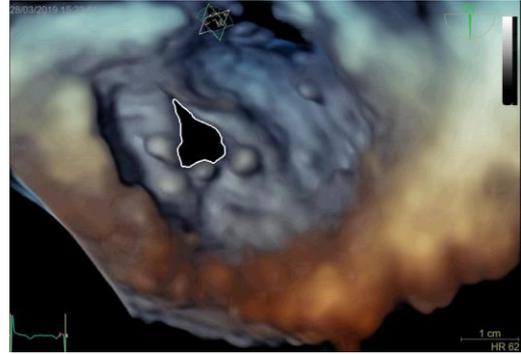
11.2.

Área: 0,4 cm²

12.1.

Área: 0,7 cm²

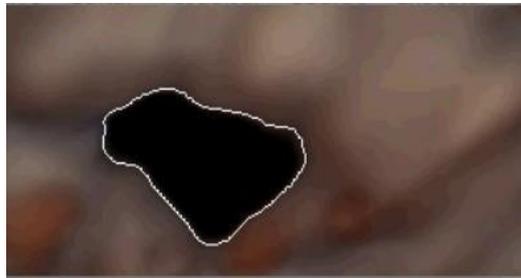
12.2.

Área: 0,6 cm²

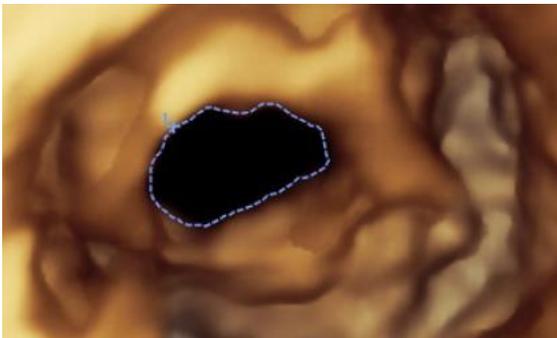
13.1.

Área: 0,4 cm²

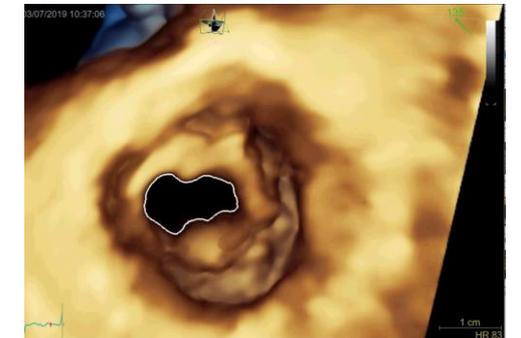
13.2.

Área: 0,4 cm²

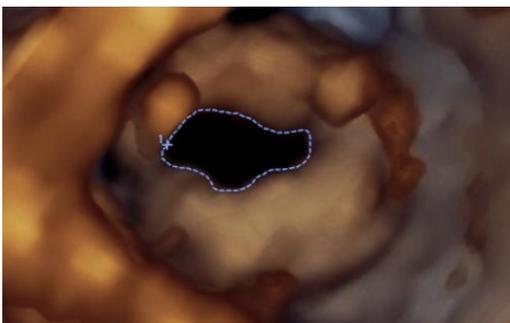
14.1.

Área: 0,8 cm²

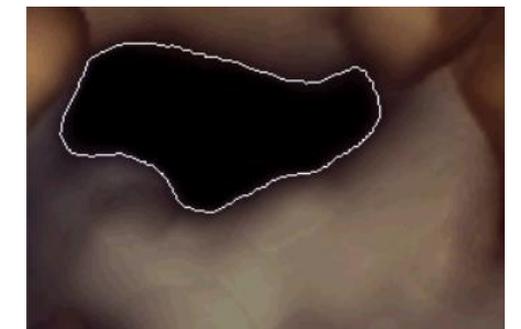
14.2.

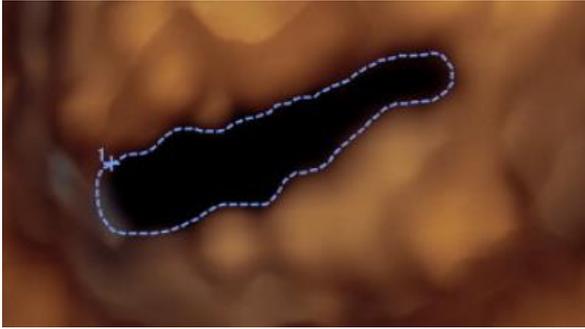
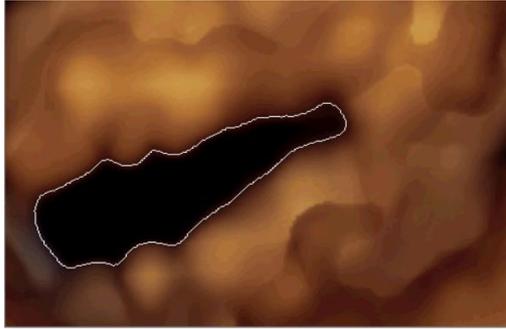
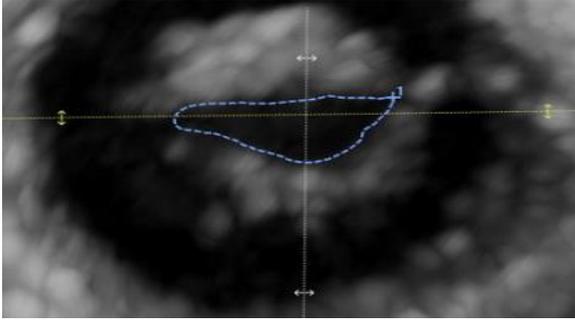
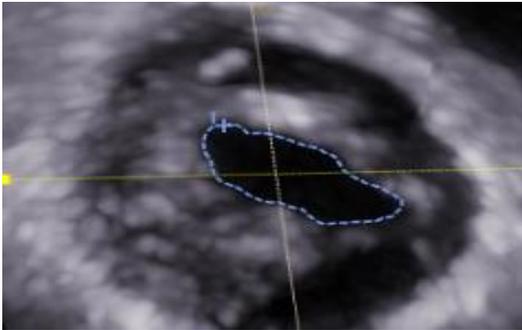
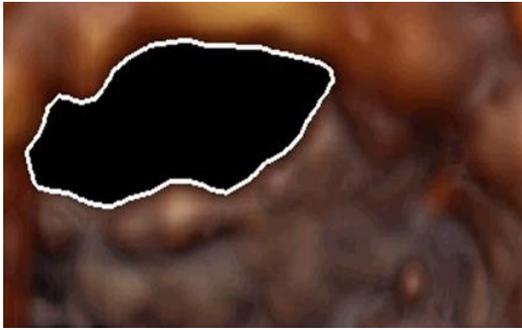
Área: 1,0 cm²

15.1.

Área: 0,6 cm²

15.2.

Área: 0,7 cm²

<p>16.1.</p>  <p>Área: 0,6 cm²</p>	<p>16.2.</p>  <p>Área: 0,7 cm²</p>
<p>17.1.</p>  <p>Área: 1,0 cm²</p>	<p>17.2.</p>  <p>Área: 1,1 cm²</p>
<p>18.1.</p>  <p>Área: 1,0 cm²</p>	<p>18.2.</p>  <p>Área: 0,9 cm²</p>

Fonte: AUTOR, 2024.

Uma informação bastante importante, para melhor interpretação da Tabela 5, é o fato de que os cardiologistas que realizaram os exames de ecocardiograma possuem alto grau de capacitação e experiência. Desse modo, suas medições foram realizadas de maneira cautelosa.

Percebe-se, da Tabela 5, que os resultados das medições do PDI foram bem semelhantes aos resultados das medições médicas. Além disso, notou-se que os resultados do PDI são influenciados pela qualidade do vídeo salvo pelos cardiologistas, uma vez que eles são os dados de entrada para o PDI.

Dentre as diversas ferramentas de PID, como o detector de bordas Marr-Hildreth, o detector de bordas Canny, a transformada de Hough para ligação de bordas, o método Otsu para limiarização global e as técnicas de domínio de frequência, foi utilizado o método de *thresholding*, que é considerado um método muito simples de segmentação de imagens. Ele foi muito eficiente na identificação e no cálculo das áreas de valvas mitrais com e sem estenose, como pode ser visto na Tabela 5.

Com isso, este trabalho contribuiu para destacar que o *thresholding*, apesar de ser considerado simples, é uma ferramenta poderosa que pode ser utilizada no diagnóstico e combate de doenças cardíacas, diferentemente de outros estudos, que empregaram técnicas mais avançadas. O trabalho de GÖK, ÇINAR e SAYAR (2019) comparou a medição médica da área valvar mitral com uma técnica específica chamada de Vena Contracta Area. SHAHID e SCHIZAS (2020) rastrearam o movimento dos folhetos da válvula mitral utilizando a técnica de processamento digital de imagem chamada de limiarização automática de Otsu. GONZALES *et al.* (2021) utilizaram técnicas como o rastreamento de borda de Dijkstra para segmentação do átrio esquerdo do coração. HAUGE *et al.* (2024) compararam as medições médicas da abertura de valvas mitrais com as medições pelo método de Doppler *pressure half-time*.

O software desenvolvido tem como base o método de *thresholding*. Ele apresenta como dado de saída um relatório contendo a imagem de máxima abertura valvar, o contorno destacado, o valor calculado da área valvar e o diagnóstico se o paciente está ou não com estenose, além dos dados do médico que operou a medição. A Figura 59 ilustra um exemplo desse diagnóstico.

A versão final do software desenvolvido apresenta uma interface bastante intuitiva, com um design atrativo e com instruções para facilitar o seu manuseio. Para sua utilização, são necessários apenas dois dados de entrada: o vídeo a ser analisado e o valor numérico da escala. Essa versão final é bastante diferente da versão inicial, que foi apresentada no projeto de mestrado, como pode ser verificada na Figura 60. Enquanto a Figura 60 (a) exemplifica uma das telas da versão final do software desenvolvido, a Figura 60 (b) ilustra a única tela da versão inicial.

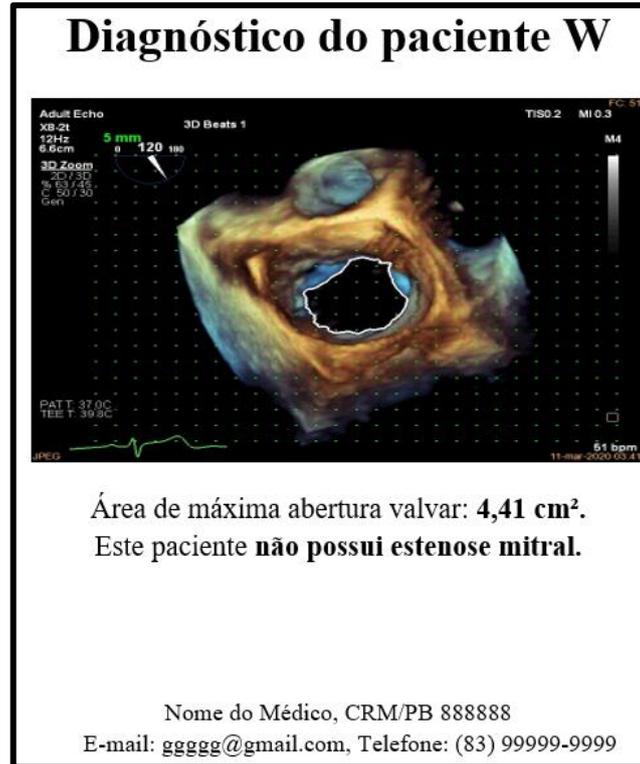
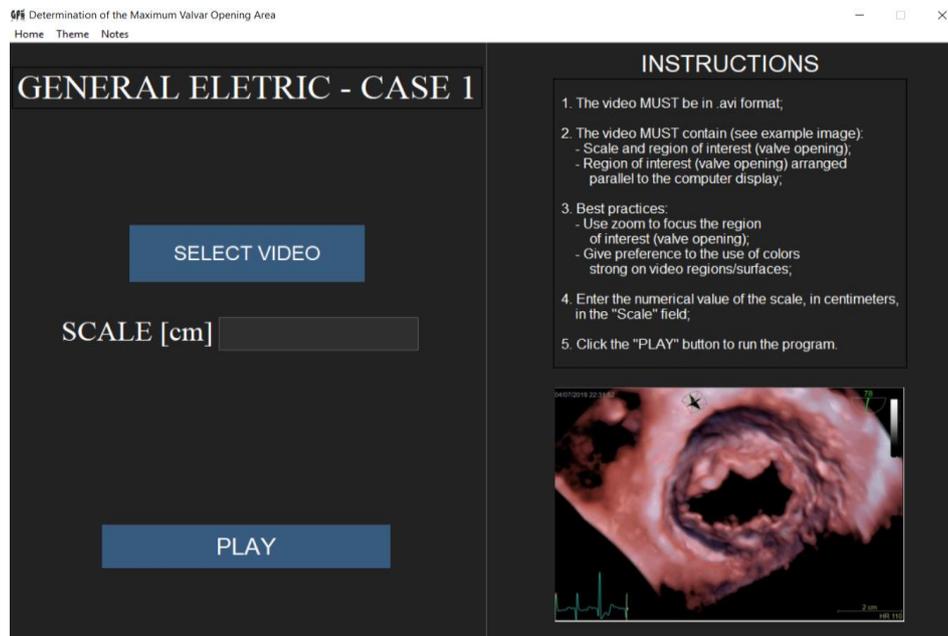
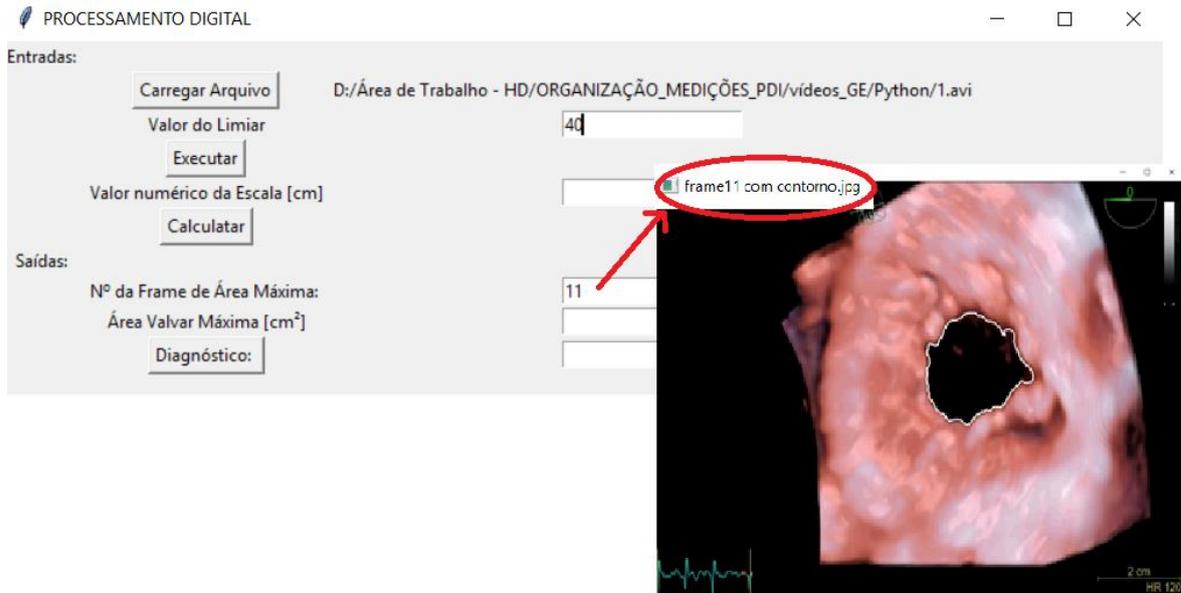


Figura 58 – Relatório emitido pelo software desenvolvido.

Fonte: AUTOR, 2024.



(a)



(b)

Figura 59 – (a) Uma das telas da versão final do software desenvolvido; (b) Única tela da versão inicial do software desenvolvido.

Fonte: AUTOR, 2024.

Percebe-se, portanto, da Figura 60 (b), que a versão inicial dependia dos seguintes valores de entrada: o vídeo para análise, a definição do valor do limiar pelo operador (análise realizada por tentativa e erro com base no contorno final exibido) e o valor numérico da escala. Além disso, a sua interface gráfica apresentava um design bastante simplificado se comparada com a interface da versão final.

As seguintes vantagens foram constatadas ao se manipular o software desenvolvido:

- 1) Muita automação de medições médicas é realizada por softwares pagos e restritos, enquanto o desenvolvido permite a compatibilidade com exames salvos de equipamentos de diferentes fabricantes. Como exemplo, pode-se citar o trabalho de GONZALES *et al.* (2021), que desenvolveram um algoritmo de processamento de imagem para segmentação do átrio esquerdo do coração no Matlab R2019a e implantaram no software Segment v3.1 R8109, e o trabalho de GÖK *et al.* (2021), que utilizaram o método de navegação mitral para cálculo de área valvar a partir do software Phillips Q-Lab; 2) Utiliza vídeos como dados de entrada, em formato AVI. Muitos exames de ecocardiograma são processados com arquivos DICOM, formato bastante restrito; 3) Ofereceu uma interface intuitiva e fácil de usar; 4) Permitiu o diagnóstico de estenose mitral.

Todos os trinta exames foram submetidos ao software desenvolvido. Os resultados estão exibidos na Tabela 6. Os primeiros 18 casos da Tabela 6 correspondem aos 18 casos analisados na Tabela 5. Logo, o caso “1.” da Tabela 6 é a imagem “1.2.” da Tabela 5. O caso “2.” da Tabela 6 é a imagem “2.2” da Tabela 5 e assim sucessivamente.

O diagnóstico da existência ou não de estenose mitral foi obtido a partir do valor calculado da área de máxima abertura da valva mitral. Valores menores do que 1,5 cm² indicam a presença de estenose mitral e valores maiores do que 1,5 cm² sinalizam casos sem estenose. Esses valores limites foram considerados de acordo com o exposto por PANDIAN *et al.*, 2023.

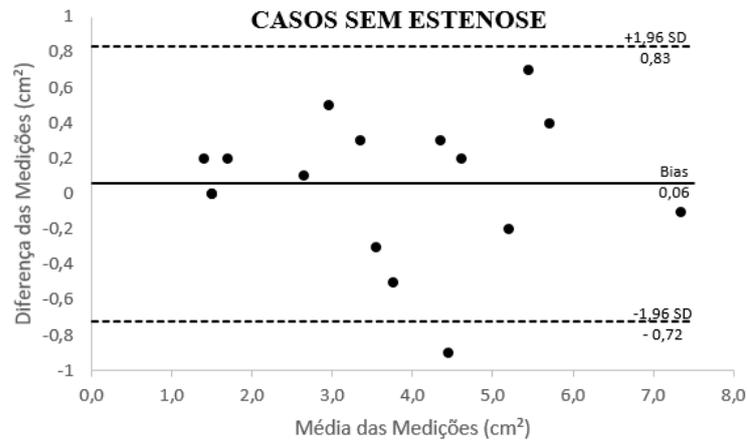
Ademais, foi verificada a proximidade dos resultados obtidos entre o software desenvolvido e a medição médica tradicional através do método de Bland-Altman (Figura 61), que consiste em investigar a existência ou não de correspondência entre as medições.

Tabela 6 – Diagnósticos obtidos.

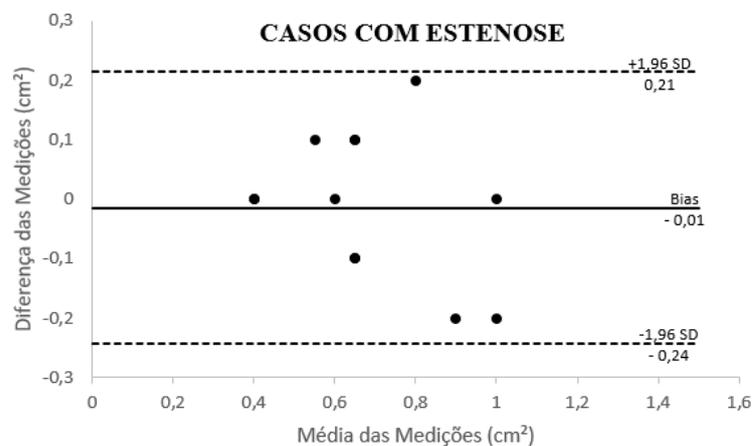
CASOS	ÁREAS MÁXIMAS (cm²)	DIAGNÓSTICO
1.	4,2	NÃO POSSUI ESTENOSE
2.	2,7	NÃO POSSUI ESTENOSE
3.	5,3	NÃO POSSUI ESTENOSE
4.	4,0	NÃO POSSUI ESTENOSE
5.	3,2	NÃO POSSUI ESTENOSE
6.	7,4	NÃO POSSUI ESTENOSE
7.	4,5	NÃO POSSUI ESTENOSE
8.	1,0	POSSUI ESTENOSE
9.	0,5	POSSUI ESTENOSE
10.	1,1	POSSUI ESTENOSE
11.	0,4	POSSUI ESTENOSE
12.	0,6	POSSUI ESTENOSE
13.	0,4	POSSUI ESTENOSE
14.	1,0	POSSUI ESTENOSE
15.	0,7	POSSUI ESTENOSE
16.	0,7	POSSUI ESTENOSE
17.	1,1	POSSUI ESTENOSE
18.	0,9	POSSUI ESTENOSE

19.	5,1	NÃO POSSUI ESTENOSE
20.	1,5	NÃO POSSUI ESTENOSE
21.	1,5	NÃO POSSUI ESTENOSE
22.	1,8	NÃO POSSUI ESTENOSE
23.	0,6	POSSUI ESTENOSE
24.	0,7	POSSUI ESTENOSE
25.	0,7	POSSUI ESTENOSE
26.	3,7	NÃO POSSUI ESTENOSE
27.	5,5	NÃO POSSUI ESTENOSE
28.	4,9	NÃO POSSUI ESTENOSE
29.	2,6	NÃO POSSUI ESTENOSE
30.	1,6	NÃO POSSUI ESTENOSE

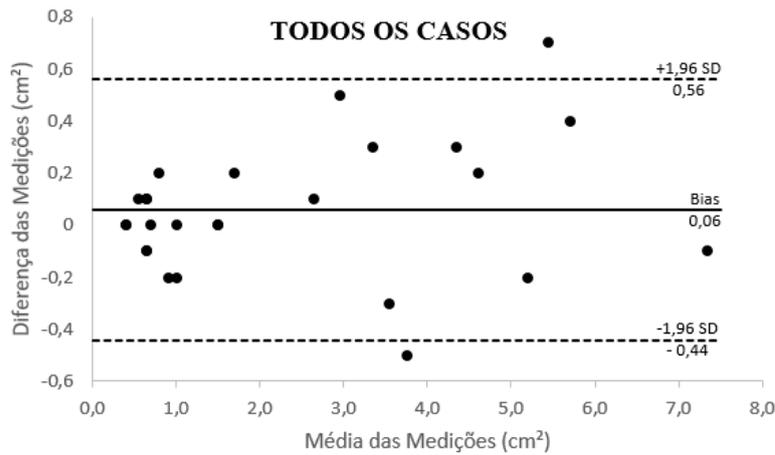
Fonte: AUTOR, 2024.



(a)



(b)



(c)

Figura 60 – Método de Bland-Altman para (a) casos sem estenose, (b) casos com estenose e (c) para todos os casos analisados.

Fonte: AUTOR, 2024.

Na Figura 61 (a), para cada um dos quatorze casos sem estenose, foi calculada a diferença entre as áreas obtidas pelas medidas dos especialistas e pelas medidas do software desenvolvido. Em seguida, foi feita a média das diferenças, obtendo-se assim o valor da Bias (representada pela linha sólida na Figura 61 (a)). O desvio padrão das diferenças também foi calculado para obtenção dos limites superiores e inferiores (linhas tracejadas na Figura 61 (a)), que são obtidos pela soma e diferença, respectivamente, do valor da Bias com 95% do desvio padrão, conforme estabelece o método Bland-Altman. Para existir correlação entre as duas medidas, as diferenças entre os seus valores (pontos pretos na Figura 61 (a)) devem estar dentro dos limites inferiores e superiores.

O mesmo raciocínio se aplica à Figura 61 (b) e à Figura 61 (c).

Da análise das Figuras 61 (a), (b) e (c), infere-se que a correlação entre as duas medidas foi bastante promissora. Dentre todas as medidas, apenas um dos casos sem estenose ficou fora do limite inferior tolerável (Figura 61 (a)) e dois casos ultrapassaram os limites na análise da Figura 61 (c), um em relação ao limite superior e outro em relação ao limite inferior.

Por fim, foram examinados dois casos específicos: um envolvendo prótese mitral biológica (Figura 62 (a)) e outro envolvendo um defeito do septo atrial (Figura 62 (b)). Os contornos de ambos os casos foram identificados pelo PDI, o que evidenciou a capacidade

da aplicação da técnica de *thresholding* em situações que exijam a identificação de regiões, bordas e ou contornos de uma maneira geral, não apenas na detecção de áreas valvares.

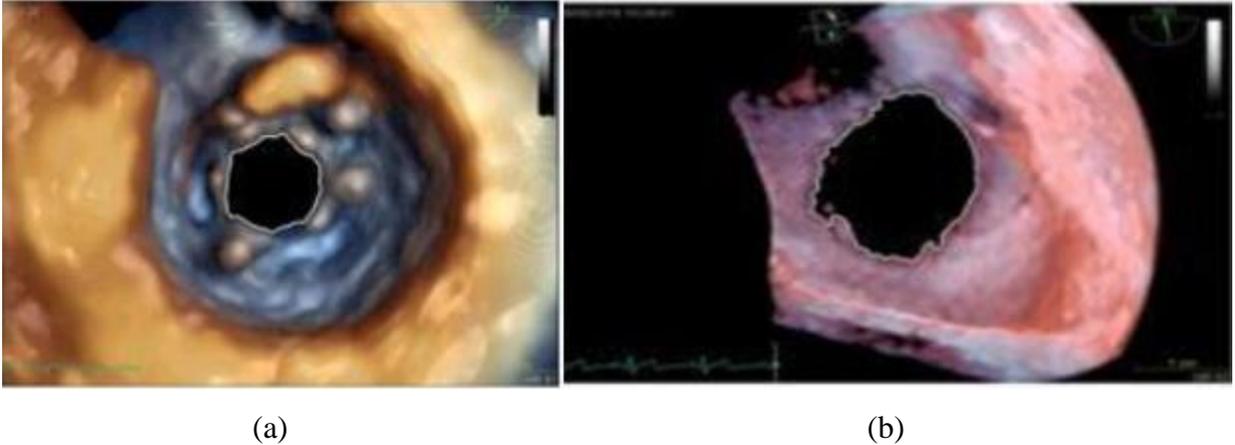


Figura 61 – Casos específicos: (a) Contorno detectando a área de uma prótese mitral biológica; (b) Contorno identificando um defeito do septo atrial.

Fonte: AUTOR, 2024.

4.2 RESULTADOS E DISCUSSÃO: IMPRESSÃO 3D

Foi possível realizar a impressão 3D de algumas valvas mitrais. A Figura 63 representa um caso de impressão obtida de softwares pagos. Ela manteve a escala real, ou seja, um para um. A superfície marrom foi impressa apenas para servir de base na impressão. A Figura 64 representa um caso de impressão obtida pelo software desenvolvido.

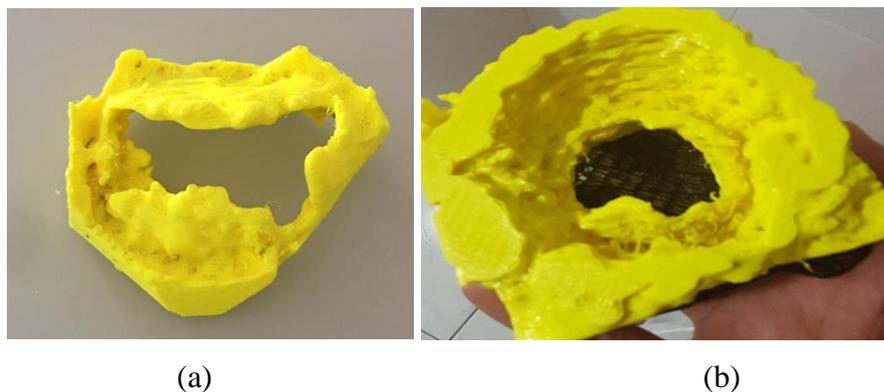


Figura 62 – Valvas mitrais impressas em material ABS a partir do Vesalius3D: (a) apenas a valva mitral aberta e (b) valva mitral aberta, no seu momento máximo, e suas redondezas.

Fonte: AUTOR, 2019.

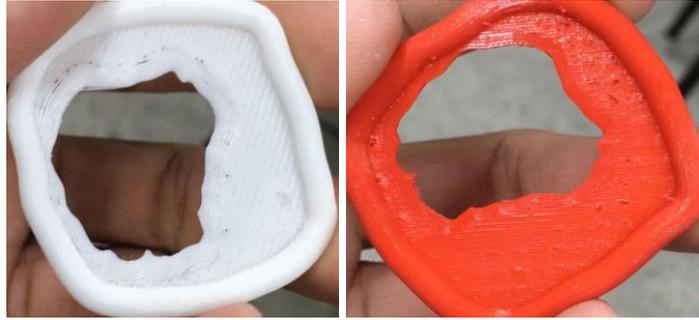


Figura 63 – Valvas mitrais obtidas a partir do software desenvolvido.

Fonte: AUTOR, 2022.

Comparando as duas metodologias, percebe-se que com o software desenvolvido foi possível imprimir anéis 3D com o formato da valva mitral, mas a informação volumétrica da valva foi perdida. A impressão obtida a partir do Vesalius3D permite a verificação de mais detalhes.

As valvas impressas com o software desenvolvido estão abertas com sua máxima área, enquanto as do Vesalius3D estão abertas em um momento selecionado pelo médico, não necessariamente a abertura máxima. Por exemplo, a Figura 63 (a) corresponde a uma valva mitral cuja abertura não está no seu máximo.

Nesse caso, essa é uma vantagem do software desenvolvido em comparação com os softwares pagos, tendo em vista que nos softwares pagos ainda existe a dependência manual do médico para pausar o exame no momento avaliado como de máxima abertura valvar, o que pode implicar na impressão 3D de valvas mitrais sem a abertura valvar máxima. Desse modo, como a avaliação de estenose mitral depende da área de máxima abertura valvar, as impressões 3D dos softwares pagos podem não corresponder ao quadro clínico do paciente, o que pode afetar, por exemplo, o planejamento de algum procedimento invasivo que teve como base essa impressão 3D.

Além disso, os arquivos salvos pelo software desenvolvido foram impressos em dois materiais diferentes: PETG (Figura 65 (a)) e FLEX (Figura 65 (b)). A moeda de 10 centavos foi inserida na Figura 65 (c) para indicar o tamanho das impressões em escala real.

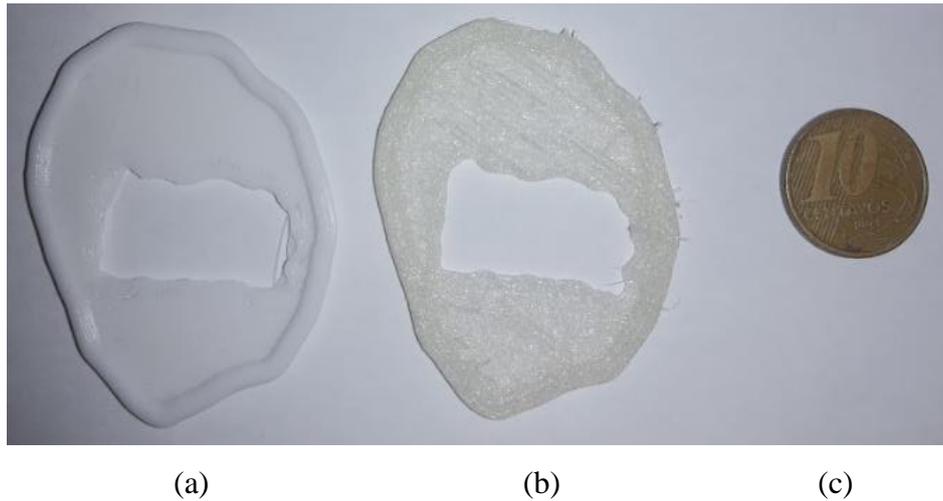


Figura 64 - Valva mitral impressa em: (a) PETG e (b) material FLEX. Parâmetro de tamanho: (c) Moeda de 10 centavos.

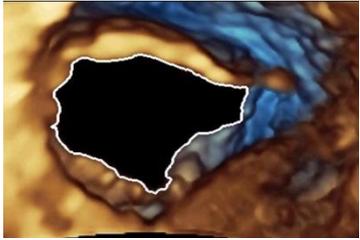
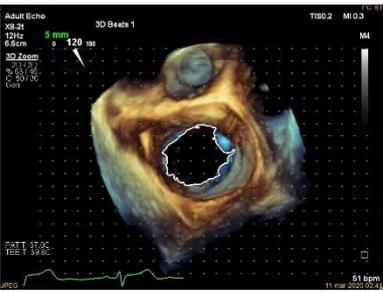
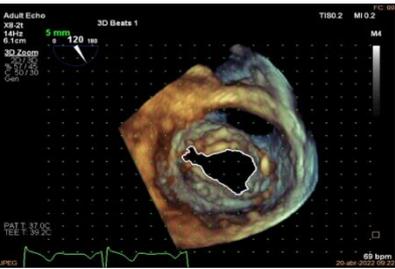
Fonte: AUTOR, 2023.

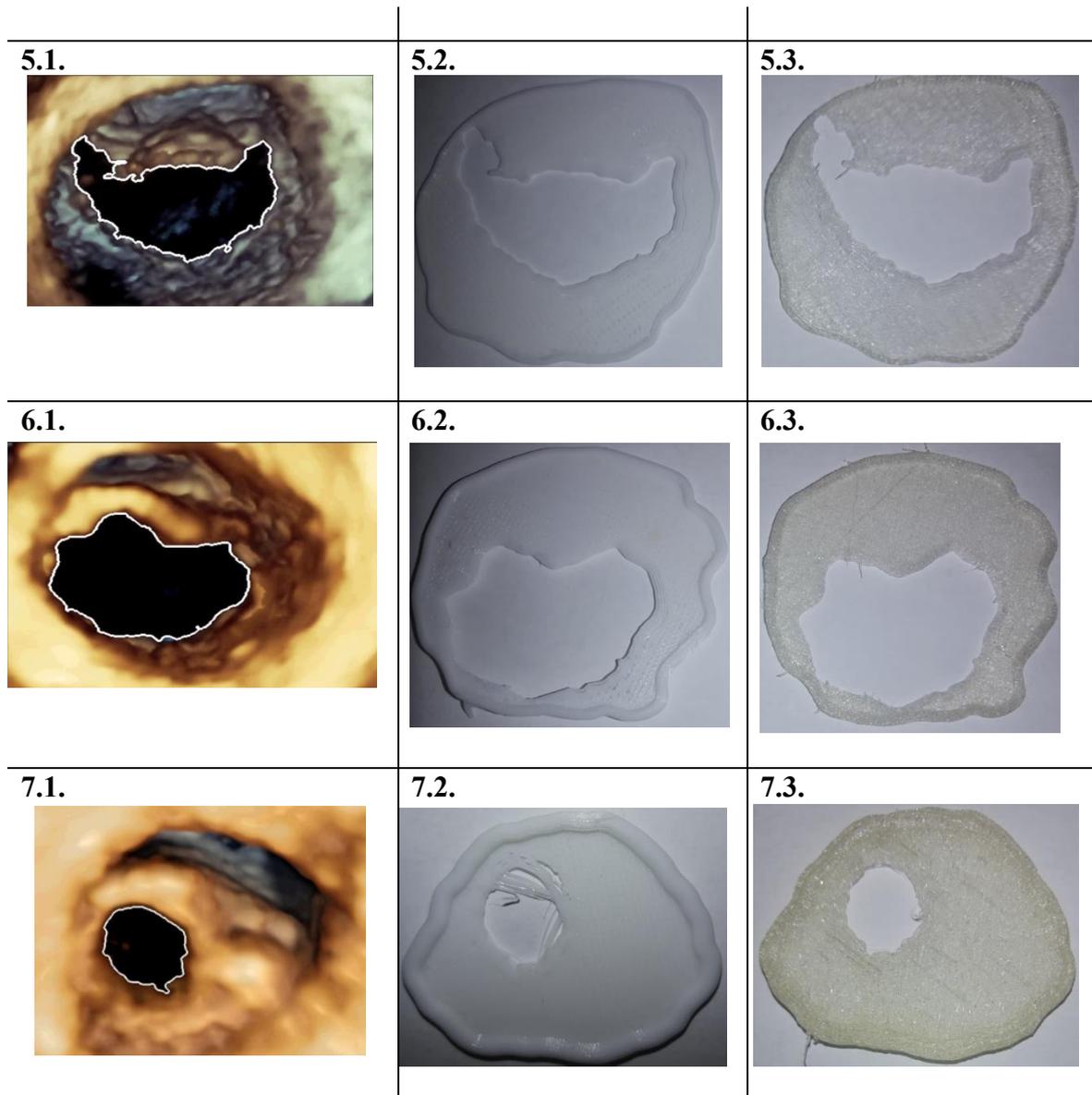
Na Tabela 7 são apresentados mais resultados das impressões 3D a partir do software desenvolvido. As imagens “1.1.”, “1.2.” e “1.3.” da Tabela 7 são referentes a um mesmo exame. A diferença é que a imagem “1.1.” corresponde ao *frame* da máxima área de abertura valvar, a imagem “1.2.” ilustra a impressão 3D com o material PETG e a imagem “1.3.” ilustra a impressão 3D com o material FLEX. Tanto a imagem “1.2.” quanto a imagem “1.3.” foram obtidas a partir da imagem “1.1.”. Nesse contexto, o mesmo raciocínio foi empregado para as demais imagens da Tabela 7.

Pela análise da Tabela 7, verifica-se que os contornos internos das impressões 3D estão coincidindo com os contornos internos destacados. Os contornos externos dependeram da seleção manual realizada na manipulação das ferramentas do software desenvolvido.

Dos materiais empregados, o que apresentou resultados mais satisfatórios foi o FLEX, pois não gerou descontinuidades na estrutura impressa e não demonstrou dificuldade para a impressão de orifícios pequenos. A imagem “7.2.” da Tabela 7 ilustra um caso em que a impressão com material PETG não resultou em uma representação fidedigna da abertura valvar máxima, problema que não foi encontrado na impressão com o material FLEX (imagem “7.3.” da Tabela 7). Além disso, outra característica importante do material FLEX é sua flexibilidade, o que é indicado para próteses mitrais, enquanto o material PETG é rígido.

Tabela 7 – Impressões 3D de valvas mitrais com os materiais PETG e FLEX a partir do software desenvolvido.

MÁXIMA ABERTURA VALVAR	IMPRESSÃO 3D - PETG	IMPRESSÃO 3D - FLEX
<p>1.1.</p> 	<p>1.2.</p> 	<p>1.3.</p> 
<p>2.1.</p> 	<p>2.2.</p> 	<p>2.3.</p> 
<p>3.1.</p> 	<p>3.2.</p> 	<p>3.3.</p> 
<p>4.1.</p> 	<p>4.2.</p> 	<p>4.3.</p> 



Fonte: AUTOR, 2023.

Com isso, este trabalho contribuiu para destacar que é possível obter impressões 3D de valvas mitrais a partir de vídeos AVI de exames de ecocardiogramas, diferentemente de outros estudos. NICOLETTE, JAMES e NALINI (2019) e LAVIE-BADIE *et al.* (2021) conseguiram impressões 3D de valvas mitrais a partir de tomografias computadorizadas. YANG *et al.* (2021) realizaram impressões de 3D de valvas mitrais com o auxílio do software Materialize Mimics versão 19.0. FISCHER *et al.* (2023) imprimiram modelos personalizados de silicone de valvas mitrais com arquivos de formato DICOM.

Essas impressões podem ser empregadas para o estudo clínico de pacientes, que possibilita a redução do tempo de intervenção cirúrgica, caso necessário, tendo em vista que

o médico responsável terá um maior conhecimento da área que sofrerá intervenção. Além disso, contribuem para o início do desenvolvimento de próteses mitrais com o formato específico dos pacientes, diferentemente das próteses atuais, que possuem diâmetros específicos.

4.3 CONCLUSÃO DO CAPÍTULO IV – RESULTADOS E DISCUSSÃO

Este capítulo destacou os resultados obtidos pelo Processamento Digital de Imagem na identificação de contornos tanto de figuras geométricas com áreas conhecidas quanto das áreas de máximas aberturas valvares. Evidenciou a comparação das medições de médicos com as medições do PDI, ilustrou a interface final do software desenvolvido e os resultados das impressões 3D de valvas mitrais. Além disso, trouxe uma discussão sobre os resultados, comparando com trabalhos anteriores. Portanto, este capítulo teve como objetivo enfatizar as contribuições do trabalho e suas limitações.

CAPÍTULO V

CONCLUSÃO

5.1 CONCLUSÕES

Baseado nos resultados adquiridos, observou-se que:

- a) Foi possível destacar e calcular a área de máxima abertura de valvas mitrais a partir de vídeos de ecocardiograma utilizando a técnica de *thresholding*;
- b) O software desenvolvido possibilitou automatizar a detecção da estenose mitral a partir de vídeos no formato AVI de ecocardiogramas;
- c) O software desenvolvido apresentou uma interface intuitiva, fácil de usar, e compatível com vídeos advindos de diferentes equipamentos de ecocardiograma (como os da Phillips e da General Electric);
- d) O software desenvolvido permite a redução do tempo do diagnóstico de estenose mitral, assim como redução de erro humano;
- e) A correlação entre as medições médicas e as medições do PDI foi validada através do método de Bland-Altman, sendo a maior discrepância de 0,3 cm²;
- f) Foi possível realizar a impressão 3D de valvas mitrais a partir de softwares pagos, como o Vesalius3D, e a partir do software desenvolvido, com diferentes materiais, como o PETG e o FLEX;

- g) Para reduzir ao máximo o erro da metodologia empregada, os vídeos para análise devem possuir a abertura valvar paralela à tela do vídeo, com a valva mitral o mais próximo do observador. Além disso, é recomendado salvar vídeos com duração mínima de quatro batimentos cardíacos, para evitar possíveis erros de medições, principalmente em casos como de arritmia cardíaca.

5.2 CONSIDERAÇÕES FINAIS

- a) O processamento digital de imagens mostrou ser uma ferramenta poderosa que pode ser empregada na área da saúde para auxiliar a identificação de padrões e parâmetros essenciais no diagnóstico de doenças;
- b) O desenvolvimento do software foi de fundamental importância para facilitar o emprego das técnicas de PDI por parte dos médicos cardiologistas na obtenção dos diagnósticos dos pacientes;
- c) A automação proposta por este trabalho supre uma dificuldade encontrada no ramo, uma vez que, atualmente, o médico executa um congelamento do vídeo e mede de forma manual a área da valva mitral. Esse procedimento leva tempo e pode conter alguns valores de áreas que não condizem com a área máxima, pois o vídeo pode ser congelado no momento não adequado. A medição também pode ser influenciada por fatores humanos, como cansaço e fadiga;
- d) Muitos estudos empregaram tomografia computadorizada para realizar impressões 3D de valvas mitrais, enquanto o presente estudo mostrou ser possível realizar impressão 3D de valvas mitrais a partir de exames de ecocardiogramas. Essas impressões são importantes para melhor visualização do quadro clínico do paciente e para fins didáticos. Além disso, impressão 3D de valvas mitrais representa um passo inicial para o desenvolvimento e escolha de próteses de acordo com as particularidades de cada paciente.

5.3 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Como sugestões para pesquisas futuras, sugere-se:

- a) Automatizar a identificação de outros parâmetros como a angulação das extremidades das valvas mitrais;
- b) Comparar o método de *thresholding* e outro método de segmentação de imagem para detecção da máxima abertura valvar;
- c) Aplicar a metodologia empregada neste trabalho para classificação de casos como estenose leve, moderada e severa;
- d) Aplicar o software desenvolvido com médicos especialistas e com iniciantes no ramo, para comparação dos resultados obtidos;
- e) Verificar a viabilidade da obtenção de impressões com materiais biocompatíveis, como o colágeno;
- f) Realizar um estudo detalhado do erro acumulado presente na impressão 3D, devido o somatório do erro na execução do exame, do processamento de imagem, da manipulação da imagem para impressão e do erro da máquina de impressão;
- g) Construir uma bancada que simule o funcionamento do coração, para permitir o teste das valvas impressas em 3D e o seu funcionamento;
- h) Aplicar a metodologia empregada em outras áreas da engenharia, como na detecção de falhas e defeitos em peças mecânicas.

REFERÊNCIAS

- ANDREASSEN, B. S. *et al.*, **Mitral Annulus Segmentation using Deep Learning in 3D Transesophageal Echocardiography**. IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics, v. 24, n. 4, p. 994-1003, 2020.
- AQUILA, I., *et al.*, **Fully automated software for mitral annulus evaluation in chronic mitral regurgitation by 3-dimensional transesophageal echocardiography**. Medicine (Baltimore), v. 95, n. 49, p. e5387, 2016.
- BARROS FILHO, G. F., *et al.*, **Automatic Measurement of the Mitral Valve Based on Echocardiography Using Digital Image Processing**. Arq Bras Cardiol: Imagem Cardiovasc., v. 36, n. 1, p. e371, 2023.
- BARROS FILHO, G. F., **Obtenção de Medidas de Valvas Mitrals a partir de Ecocardiograma Utilizando Processamento Digital de Imagens**. Dissertação – Universidade Federal da Paraíba. João Pessoa, p. 97. 2020.
- BAZZAN, C. *et al.*, **Image processing techniques for assessing contractility in isolated neonatal cardiac myocytes**. International Journal of Biomedical Imaging. v. 2011, 9 pages, 2011.
- BONOW, R. O., *et al.*, **BRAUNWALD Tratado de Doenças Cardiovasculares**. 10 ed., Elsevier, 2017.
- BUCK, T., FRANKE, A., MONAGHAN, M. J., **Three-dimensional Echocardiography**. 2 ed. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2015.
- COHEN, M. G. *et al.*, **Racial and ethnic differences in the treatment of acute myocardial infarction: Findings from the get with the guidelines-coronary artery disease program**. Circulation, v. 121, n. 21, p. 2294–2301, 2010.

- ENRIQUEZ-SARANO, M., AKINS, C. W., VAHANIAN, A., **Mitral regurgitation**. The Lancet, v. 373, n. 9672, p. 1382–1394, 2009.
- FARAJI, M., *et al.* **Novel approach for automatic mid-diastole frame detection in 2D echocardiography sequences for performing planimetry of the mitral valve orifice**. IET Image Processing, v. 14, n. 12, p. 2890-2900, 2020.
- FISCHER, S., *et al.*, **Surgical Rehearsal for Mitral Valve Repair: Personalizing Surgical Simulation by 3D-Printing**. The Annals of Thoracic Surgery, January 2023.
- GHORBANI, A. *et al.*, **Deep learning interpretation of echocardiograms**. npj Digital Medicine, v. 3, n. 1, p. 1–10, 2020.
- GÖK, G., *et al.*, **Agreement between three-dimensional planimetry and mitral navigation method in the assessment of mitral valve area in rheumatic severe mitral stenosis**. Acta Cardiol, v. 76, n. 1, p. 80-86, 2021.
- GÖK, G., ÇINAR, T., SAYAR, N., **Quantification of rheumatic mitral stenosis severity with three-dimensional vena contracta area**. Echocardiography. v.36, n. 2, p. 370-375, 2019.
- GONZALES, R. A., *et al.*, **Automated left atrial time-resolved segmentation in MRI long-axis cine images using active contours**. BMC Medical Imaging, v. 21, p. 101, 2021.
- GONZALEZ, R. C., WOODS, R. E., **Processamento Digital de Imagens**. Traduzidos por Cristina Yamagami e Leonardo Piamonte. 3. ed. São Paulo, Pearson Prentice Hall, 2010.
- GUYTON, A.C., HALL, J.E. **Tratado de Fisiologia Médica**. 12.ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011.

- GUZMÁN-CABRERA, R. *et al.*, **Digital Image Processing Technique for Breast Cancer Detection**. International Journal of Thermophysics, v. 34, p. 1519-1531, 2012.
- HAUGE, S. W., *et al.*, **The importance of concomitant mitral regurgitation for estimates of mitral valve area by pressure half time in patients with chronic rheumatic heart disease**. International Journal of Cardiology, v. 398, 131600, 2024.
- HAUSMAN, K. K., HORNE, R., **3D Printing for Dummies: A Wiley Brand**, New Jersey, John Wiley & Sons, Inc., 2014.
- HOKKA, M. *et al.*, **In-vivo deformation measurements of the human heart by 3D Digital Image Correlation**. Journal of Biomechanics. v. 48, n. 10, p. 2217-2220, 2015.
- JÄHNE, B., **Digital Image Processing**. 6. ed. Heidelberg, Springer, 2005.
- JORIS, F. O., *et al.*, **Computed Tomography-Derived 3D Modeling to Guide Sizing and Planning of Transcatheter Mitral Valve Interventions**. Jacc: Cardiovascular Imaging, v. 14, n. 8, p. 1644-1658, 2021.
- KUMAR, V., *et al.*, **Robbins & Cotran Patologia: Bases Patológicas das Doenças**. 9 ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2016.
- KWON, J. M. *et al.* **Deep Learning for Predicting in-hospital Mortality Among Heart Disease Patients Based on Echocardiography**. Wiley Periodicals: Echocardiography. v. 36, n. 2, p. 213-218, 2018.
- LAVIE-BADIE, Y., *et al.*, **Planning a transcatheter intervention for a surgical mitral valve repair failure: insights from 3D printing**. European Heart Journal Cardiovascular Imaging, v. 22, n. 5, p. e18, 2021.

- LE BIHAN, D. C. S., *et al.* **Informações Relevantes da Ecocardiografia para o Manejo Adequado das Valvopatias Mitrais.** Revista da Sociedade de Cardiologia do Estado de São Paulo, v. 18, n. 4, p. 328 – 341, 2008.
- MACKENSEN, G. B. *et al.*, **Role of Echocardiography in Transcatheter Mitral Valve Replacement in Native Mitral Valves and Mitral Rings.** Journal of the American Society of Echocardiography, v. 31, n. 4, p. 475–490, 2018.
- MAHADI, L. F., *et al.*, **Feature detection of mitral valve based on image processing technique: A review.** Journal of Physics: Conference Series, v. 1372, n. 1, p. 12071, 2019.
- MARIJA, V. *et al.* **3D Printed Modeling of the Mitral Valve for Catheter-Based Structural Interventions.** Annals of Biomedical Engineering, v. 45, n. 2, p. 508-519, 2016.
- MELO, S. A. JR., *et al.*, **Semi-automatic algorithm for construction of the left ventricular area variation curve over a complete cardiac cycle.** Biomedical Engineering Online, v. 9, n. 1, p. 5, 2010.
- MOORE, K. L., DALEY II, A. F., **Anatomia orientada para a clínica.** 7 ed. Guanabara Koogan. Rio de Janeiro, 2014.
- MYLES, P. S., **Editorial I: Using the Bland-Altman method to measure agreement with repeated measures.** British Journal of Anaesthesia, v. 99, n. 3, p. 309-311, 2007.
- NASCIMENTO, B. R. *et al.*, **Cardiovascular disease epidemiology in Portuguese-speaking countries: Data from the global burden of disease, 1990 to 2016.** Arquivos Brasileiros de Cardiologia, v. 110, n. 6, p. 500–511, 2018.
- NICOLETTE, S. B., JAMES, M. O., NALINI, P., **3D Modelling and Printing Technology to Produce Patient-Specific 3D Models.** Heart, Lung and Circulation. v. 28, n. 2, p. 301-313, 2019.

- NIZAR, M. H. A. *et al.*, **Real-time detection of aortic valve in echocardiography using convolutional neural networks**. *Current Medical Imaging*, v. 16, n. 5, p. 584 – 591, 2020.
- OSTVIK, A. *et al.*, **Real-Time Standard View Classification in Transthoracic Echocardiography Using Convolutional Neural Networks**. *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 45, n. 2, p. 374–384, 2019.
- OTTO, C. M., **Calcific aortic stenosis - Time to look more closely at the valve**. *New England Journal of Medicine*, v. 359, n. 13, p. 1395–1398, 2008.
- PANDIAN, N. G. *et al.*, **Recommendations for the Use of Echocardiography in the Evaluation of Rheumatic Heart Disease: A Report from the American Society of Echocardiography**. *Journal of the American Society of Echocardiography*, v. 36, n. 1, p. 3-28, 2023.
- REARDON, M. J. *et al.*, **Surgical or transcatheter aortic-valve replacement in intermediate-risk patients**. *New England Journal of Medicine*, v. 376, n. 14, p. 1321–1331, 2017.
- REDWOOD, B., SCHÖFFER, F., GARRET, B., **The 3D Printing Handbook: Technologies, design and application**, Amsterdam, 3D Hubs, 2017.
- ROSS, M.H., REITH, E.J., ROMRELL, L.J., **Histologia Texto e Atlas - Em Correlação com Biologia Celular e Molecular**. 7. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2016.
- ROTH, G.A. *et al.*, **Global Burden of Cardiovascular Diseases and Risk Factors, 1990-2019: Update From the GBD 2019 Study**. *Journal of the American College of Cardiology*, v. 76, n. 25, p. 2982-3021, 2020.

- SABBAGH, A. E. *et al.*, **Direct transatrial implantation of balloon-expandable valve for mitral stenosis with severe annular calcifications: Early experience and lessons learned.** *European Journal of Cardio-thoracic Surgery*, v. 53, n. 1, p. 162–169, 2018.
- SADEGHIAN, H., REZVANFARD, M. e JALALI, A., **Measurement of mitral valve area in patients with mitral stenosis by 3D echocardiography: A comparison between direct planimetry on 3D zoom and 3D quantification.** *Echocardiography*, v. 36, n. 8, p. 1509–1514, 2019.
- SAINI, K., DEWAL, M. L., ROHIT, M. **A fast region-based active contour model for boundary detection of echocardiographic images.** *Journal of Digital Imaging*, v. 25, n. 2, p. 271-278, 2012.
- SAKAMIYA, M. *et al.*, **A heart-on-a-chip platform for online monitoring of contractile behavior via digital image processing and piezoelectric sensing technique.** *Medical Engineering and Physics*, v. 75, p. 36-44, 2020.
- SALIM, S. V. *et al.*, **Heart Disease and Stroke Statistics – 2021 Update: A Report From the American Heart Association,** *Circulation*, v. 143, n. 8, 2021.
- SAMPAIO, C., **Guia Maker da Impressão 3D: Teoria e Prática Consolidadas.** Versão 0.99, 2017.
- SHAHID, K. T, SCHIZAS, I., **Unsupervised Mitral Valve Tracking for Disease Detection in Echocardiogram Videos.** *Journal of Imaging*, v. 6, n. 9, p. 93, 2020.
- SHIOTA, T., **3D Echocardiography.** 2 ed, CRC, New York, 2013.
- SOKOLOV, S. Y., **Improving the accuracy and stability of the speckle tracking technique in processing images obtained in echocardiographic examinations.** *Pattern Recognition and Image Analysis*, v. 23, p. 536 – 540, 2013.

- SOLOMON, C., BRECKON, T., **Fundamentos de Processamento Digital de Imagens: Uma Abordagem Prática com Exemplos em Matlab**. Traduzido por José Rodolfo Souza. 1. ed. Rio de Janeiro, LTC, 2013.
- TARASOUTCHI, F. *et al.*, **Diretriz Brasileira de Valvopatias - SBC 2011/ I Diretriz Interamericana de Valvopatias - SIAC 2011**. Arquivos Brasileiros de Cardiologia, v. 97, n. 5, p. 01–67, 2011.
- TORTORA, G. J., **Princípios de anatomia humana**. 12 ed.. Guanabara Koogan. Rio de Janeiro, 2013.
- VAFAEZADEH, M., *et al.*, **A deep learning approach for the automatic recognition of prosthetic mitral valve in echocardiographic images**, Computers in Biology and Medicine, v. 133, 2021.
- VILLÁN, A. F., **Mastering OpenCV 4 with Python: A practical guide covering topics from image processing, augmented reality to deep learning with OpenCV 4 and Python 3.7**, Mumbai, Packt, 2019.
- WANG, D. D., *et al.*, **3D Printing, Computational Modeling, and Artificial Intelligence for Structural Heart Disease**. Cardiovascular Imaging, v. 14, n. 1, p. 41-60, 2021.
- WANG, K., *et al.*, **Dual-material 3D printed metamaterials with tunable mechanical properties for patient-specific tissue-mimicking phantoms**. Additive Manufacturing, v. 12-A, p. 31-37, 2016.
- WUNDERLICH, N. C. *et al.*, **Rheumatic Mitral Valve Stenosis: Diagnosis and Treatment Options**. Current Cardiology Reports, v. 21, n. 3, 2019.
- YUANTING, Y., *et al.*, **Morphological Evaluation of Mitral Valve Based on Three-dimensional Printing Models: Potential Implication for Mitral Valve Repair**. BIO Integration, v. 2, n. 4, p. 143-151, 2021.

ZHAI, M., *et al.*, **Transcatheter Double Valve Replacement to Treat Aortic Stenosis and Severe Tricuspid Regurgitation with 3D Printing Guidance after Mechanical Mitral Valve Replacement.** *Journal of Cardiovascular Development and Disease*, v. 9, n. 9, p. 296, 2022.

ANEXO I - Parecer do Código de Ética



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: OTIMIZAÇÃO DE IMAGENS 3D DE VALVAS MITRAIS UTILIZANDO REDES NEURAIS ARTIFICIAIS

Pesquisador: GENILTON DE FRANCA BARROS FILHO

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 28955020.3.0000.8069

Instituição Proponente: UFPB - Centro de Ciências Médicas/CCM

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 3.858.742

Apresentação do Projeto:

A identificação de problemas nas valvas mitrais é de fundamental importância para o diagnóstico e intervenção do problema, uma vez que elas fazem parte do coração, órgão de fundamental importância para o bom funcionamento do corpo humano.

Logo, percebe-se a importância da acurácia desses exames. Um exame bastante usado é o ecocardiograma, em que depende da experiência do médico e seu conhecimento para a seleção dos pontos de interesse e para a realização de medições. Porém, como é algo manual, consome tempo e apresenta um erro devido o operador. Com isso, visa-se a detecção de parâmetros como a área de abertura das valvas mitrais, computadorizada, por meio de processamento digital de imagens.

Obtidos esses parâmetros, de vital importância na identificação de defeitos como a estenose e o prolapso da valva, uma inteligência artificial será desenvolvida com o intuito de detectar a prótese mecânica da valva mitral mais adequada ao paciente a partir do diagnóstico.

Além disso, existe um ramo que vem se desenvolvendo e que está ganhando espaço na área da saúde, que é a impressão 3D. Logo, a impressão 3D de valvas mitrais através de ecocardiogramas também faz parte do projeto a ser desenvolvido.

Objetiva-se realizar um aprofundamento teórico a respeito de processamento digital de imagens,

Endereço: Centro de Ciências Médicas, 3º andar, Sala 14 - Cidade Universitária Campus 1

Bairro: CASTELO BRANCO **CEP:** 58.051-900

UF: PB **Município:** JOAO PESSOA

Telefone: (83)3216-7308

E-mail: comitedeetica@ccm.ufpb.br



UFPB - CENTRO DE CIÊNCIAS
MÉDICAS DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DA PARAÍBA / CCM



Continuação do Parecer: 3.858.742

uma vez que será a ferramenta base para o desenvolvimento do projeto.

Em seguida, o PDI será empregado para identificação de parâmetros como a área de abertura da valva mitral em um determinado instante do exame de ecocardiograma.

Além da verificação de problemas que possam existir na valva mitral do paciente, valvopatias.

Objetivo da Pesquisa:

OBJETIVO GERAL:

Aplicar processamento digital de imagens em exames de ecocardiograma para a identificação de parâmetros das valvas mitrais e desenvolvimento de RNA's capazes de detectar a prótese mais adequada aos pacientes.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS:

Aplicar a técnica de detecção de bordas em imagens para obter parâmetros como áreas, perímetros e centroides das regiões em estudo;

Trabalhar com vídeos, dividi-los em imagens, processar cada imagem separada e posterior reconstrução dos vídeos com o processamento executado;

Desenvolver uma RNA para detecção de padrões das imagens processadas;

Impressão 3D das valvas mitrais a partir dos exames de ecocardiograma

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

RISCOS:

Não haverá risco para os pacientes por se tratar de um estudo retrospectivo, observacional e que utiliza dados já armazenados. Ademais, todos os pacientes foram submetidos ao ecocardiograma por indicações médicas antes do protocolo do presente protocolo de pesquisa. Os pesquisadores envolvidos se comprometem em guardar sigilo sobre as identificações dos pacientes mesmo após o término do projeto e de suas publicações.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Este trabalho será realizado no Laboratório de Integridade e Inspeção LabII/DEM/UFPB, utilizando a infraestrutura e equipamentos necessários à pesquisa, com o apoio do setor de saúde

Endereço: Centro de Ciências Médicas, 3º andar, Sala 14 - Cidade Universitária Campus 1

Bairro: CASTELO BRANCO

CEP: 58.051-900

UF: PB

Município: JOAO PESSOA

Telefone: (83)3216-7308

E-mail: comitedeetica@ccm.ufpb.br



Continuação do Parecer: 3.858.742

através do professor Dr. Marcelo Dantas Tavares de Melo.

RESULTADOS ESPERADOS:

Como resultados esperados lista-se:

- Dissertação de mestrado na área biomecânica;
- Publicação de artigos científicos em congressos, revistas e periódicos;
- Participação em eventos relacionados à pesquisa e desenvolvimento na área biomecânica;
- Viabilização de futuras pesquisas para o desenvolvimento de um trabalho de pesquisa de doutorado;
- Agilizar a interpretação de alguns parâmetros do exame de ecocardiograma e reduzir o erro da inspeção manual;
- Impressão 3D de valvas mitrais;
- RNA capaz de identificar a existência de valvopatias através de imagens

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Termos de apresentação obrigatória constam, em sua íntegra, na proposta de Projeto analisada.

Recomendações:

No desenvolvimento da pesquisa observar a metodologia aprovada pelo CEP/CCM.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

A pesquisa apresenta delineamento metodológico adequado e atende as recomendações éticas da Resolução 466/12, Conselho Nacional de Saúde. Deste modo encontra-se apta à aprovação.

Considerações Finais a critério do CEP:

O protocolo de pesquisa foi APROVADO, pelo Colegiado do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos - CEP/CCM/UFPB, em Reunião Ordinária realizada no dia 20 de fevereiro de 2020, conforme recomendações contidas na Resolução CNS n° 466 de 12 de dezembro de 2012 e NORMA OPERACIONAL Nº 001/2013, CNS.

Lembramos que, após o término da pesquisa, o pesquisador responsável, em atendimento à Resolução 466/2012, do CNS/MS, deverá anexar (via online) na Plataforma Brasil, através do ícone "notificação", o Relatório Final da pesquisa.

Endereço: Centro de Ciências Médicas, 3º andar, Sala 14 - Cidade Universitária Campus 1
 Bairro: CASTELO BRANCO CEP: 58.051-900
 UF: PB Município: JOAO PESSOA
 Telefone: (83)3216-7308 E-mail: comitedeetica@ccm.ufpb.br



Continuação do Parecer: 3.858.742

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1473458.pdf	08/02/2020 16:15:31		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Plano_de_trabalho.pdf	08/02/2020 16:14:45	GENILTON DE FRANCA BARROS FILHO	Aceito
Folha de Rosto	folha_de_rosto.pdf	08/02/2020 16:10:34	GENILTON DE FRANCA BARROS FILHO	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	DISPENSA_TCLE.pdf	04/12/2019 16:02:06	GENILTON DE FRANCA BARROS FILHO	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

JOAO PESSOA, 27 de Fevereiro de 2020

Assinado por:
Iaponira Cortez Costa de Oliveira
(Coordenador(a))

Endereço: Centro de Ciências Médicas, 3º andar, Sala 14 - Cidade Universitária Campus 1
Bairro: CASTELO BRANCO **CEP:** 58.051-900
UF: PB **Município:** JOAO PESSOA
Telefone: (83)3216-7308 **E-mail:** comitedeetica@ccm.ufpb.br

ANEXO II – Esquema do Funcionamento do Software Desenvolvido

