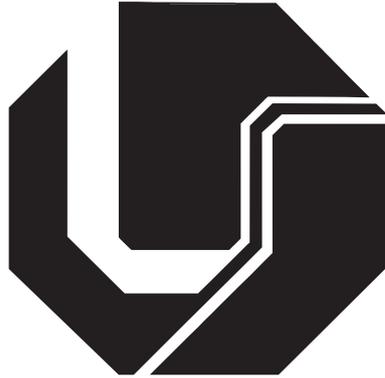


**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA**



**Uma Arquitetura Para Simulação e Treinamento de Cirurgias TAVI
em Ambiente de Realidade Misturada**

Arthur Augusto Bastos Bucioli

Uberlândia

2023

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

Tese de doutoramento submetida em cumprimento aos requerimentos para a obtenção do grau de Doutor em Ciência do Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia

Uberlândia

2023

Ficha Catalográfica Online do Sistema de Bibliotecas da UFU
com dados informados pelo(a) próprio(a) autor(a).

B921 Bucioli, Arthur Augusto Bastos, 1983-
2023 Uma Arquitetura Para Simulação e Treinamento de TAVI
(Transcatheter Aortic Valve Implantation) em Ambiente de
Realidade Misturada [recurso eletrônico] / Arthur
Augusto Bastos Bucioli. - 2023.

Orientador: Edgard Afonso Lamounier Junior.

Coorientador: Gerson Flávio Mendes de Lima.

Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Pós-graduação em Engenharia Elétrica.

Modo de acesso: Internet.

Disponível em: <http://doi.org/10.14393/ufu.te.2024.117>

Inclui bibliografia.

Inclui ilustrações.

1. Engenharia elétrica. I. Lamounier Junior, Edgard Afonso ,1964-, (Orient.). II. Lima, Gerson Flávio Mendes de,1969-, (Coorient.). III. Universidade Federal de Uberlândia. Pós-graduação em Engenharia Elétrica. IV. Título.

CDU: 621.3

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:

Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091
Nelson Marcos Ferreira - CRB6/3074

Arthur Augusto Bastos Bucioli

**Uma Arquitetura Para Simulação e Treinamento de Cirurgias TAVI
em Ambiente de Realidade Misturada**

Tese de doutoramento submetida em cumprimento aos re-
querimentos para a obtenção do grau de Doutor em Ciência
do Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica da
Universidade Federal de Uberlândia

22 de Dezembro de 2023.

Membros da banca:

Prof. Edgard A. Lamounier Jr, Dr.
Orientador - UFU

Prof. Alexandre Cardoso, Dr.
Membro interno - UFU

Roberto Vieira Botelho, Dr.
Membro externo - Instituto do Coração
do Triângulo

Márcio José da Cunha, Dr.
Membro interno - UFU

Paulo Cesar Santos, Dr.
Membro externo - CCU
Cirurgia Cardiovascular de Uberlândia

Jose Remo Ferreira Brega
Membro Membro externo - UNESP



ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Engenharia Elétrica				
Defesa de:	Tese de Doutorado, 330, PPGEELT				
Data:	Vinte e dois de dezembro de dois mil e vinte e três	Hora de início:	08:30	Hora de encerramento:	11:30
Matrícula do Discente:	11523EEL002				
Nome do Discente:	Arthur Augusto Bastos Buciolli				
Título do Trabalho:	Uma Arquitetura Para Simulação e Treinamento de TAVI (Transcatheter Aortic Valve Implantation) em Ambiente de Realidade Misturada				
Área de concentração:	Processamento da Informação				
Linha de pesquisa:	Metodologia e Técnicas da Computação				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Título do projeto: Metodologias para desenvolvimento de Jogos/Jogos Sérios Agência financiadora: não se aplica Número do processo na agência financiadora: não se aplica Vigência do projeto: 01/07/2015 - 31-12-2023.				

Reuniu-se por meio de videoconferência, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica, assim composta:

Professores Doutores: Alexandre Cardoso (UFU), Márcio Jose Cunha (UFU), Roberto Vieira Botelho (Instituto do Coração do Triângulo), Jose Remo Ferreira Braga (UNESP), Paulo Cesar Santos (CCU) e Edgard Afonso Lamounier Junior, orientador do candidato.

Iniciando os trabalhos o presidente da mesa, Dr. Edgard Afonso Lamounier Junior, apresentou a Comissão Examinadora e o candidato, agradeceu a presença do público, e concedeu ao discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir o senhor presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos examinadores, que passaram a arguir o candidato. Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando o candidato:

APROVADO

Esta defesa faz parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor. O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação

interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme, foi assinada pela Banca Examinadora.



Documento assinado eletronicamente por **Edgard Afonso Lamounier Junior, Professor(a) do Magistério Superior**, em 22/12/2023, às 11:00, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Marcio José da Cunha, Professor(a) do Magistério Superior**, em 22/12/2023, às 11:01, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Alexandre Cardoso, Professor(a) do Magistério Superior**, em 22/12/2023, às 11:01, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **JOSE REMO FERREIRA BREGA, Usuário Externo**, em 22/12/2023, às 11:11, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Roberto Vieira Botelho, Usuário Externo**, em 22/12/2023, às 12:03, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **5061079** e o código CRC **B9E77787**.

Agradecimentos

Agradeço a Deus por ter me guiado até a conclusão desse trabalho, sem Ele eu nada seria.

Agradeço também aos meus pais que sempre apoiaram em todos aspectos da minha vida, sempre torceram pelo meu sucesso, sempre estiveram ao meu lado.

Agradeço também à minha esposa Karine, uma companheira dedicada que esteve comigo nos bons e maus momentos, me apoiando e incentivando.

Agradeço a minha filha Isabella por trazer alegria e amor pras nossas vidas.

Agradeço aos meus orientadores Edgard Afonso Lamounier Jr e Gerson Flavio Mendes de Lima, pela paciência, pelo direcionamento na pesquisa e pela parceria ao longo desses anos.

Agradeço aos doutores Roberto Botelho e Paulo Cesar Santos pelas valiosas contribuições e orientações para o desenvolvimento desta pesquisa, sem as quais não teríamos conseguido chegar a este resultado.

Agradeço à doutora Karina do Valle Marques pelo auxílio técnico e parceria na obtenção dos resultados práticos do sistema.

Agradeço a todos os amigos do laboratório de Computação Gráfica pelas contribuições, sugestões e parcerias ao longo deste trabalho.

Agradeço também ao IFTM Campus Uberlândia Centro, na pessoa da professora Lara Brenda Campos Teixeira Kuhn, pela licença capacitação concedida, de modo que pudesse avançar nesta pesquisa.

*"...Esquecendo das coisas que para trás ficam, e olhando para as que diante de mim
estão, prossigo para o alvo!"
Paulo de Tarso*

Resumo

Doenças cardiovasculares ainda são a maior causa de mortes mundial, com 18 milhões de mortes anuais segundo dados da OMS. Técnicas como a TAVI (Transcatheter Aortic Valve Implantation) são capazes de devolver funcionalidade ao coração, utilizando técnicas minimamente invasivas. Neste procedimento, uma prótese é levada até o coração por um cateter e liberada no local da válvula aórtica danificada. Entretanto, este tipo de técnica ainda apresenta uma série de desafios, que podem, potencialmente, serem minorados por ambientes de treinamento baseados em tecnologias interativas como a Realidade Misturada, que mescla o ambiente real com elementos virtuais de auxílio. Assim, o presente trabalho apresenta o desenvolvimento de uma arquitetura para simular e realizar treinamento do procedimento TAVI em ambiente de Realidade Misturada, utilizando imagens médicas reais dos pacientes, em conjunto com válvulas protéticas virtuais que mimetizam características visuais e comportamentos de modelos reais usados em cirurgia. A ferramenta permite a execução virtual dos procedimentos envolvidos na cirurgia, tais como inserção do cateter, posicionamento e acomodação da válvula protética, podendo ser utilizada para treinamento na fase pré-operatória, permitindo ao médico a escolha das melhores opções para cada paciente. Espera-se com isso um ganho de eficiência com um planejamento mais eficaz e estratégias mais assertivas para condução do procedimento.

Palavras-Chave

Imagens Médicas, Realidade Misturada, TAVI, Treinamento, Visualização Volumétrica, Cirurgia minimamente invasiva.

Abstract

Cardiovascular diseases remain the leading cause of global mortality, accounting for 18 million annual deaths according to WHO data. Techniques such as Transcatheter Aortic Valve Implantation (TAVI) surgeries have the capability to restore functionality to the heart through minimally invasive approaches. In this procedure, a prosthesis is guided to the heart via a catheter and released at the site of the damaged aortic valve. However, this type of technique still presents a myriad of challenges, potentially alleviable through training environments based on interactive technologies such as Mixed Reality, which blends the real environment with virtual elements for assistance. Thus, the present study introduces the development of an architecture to simulate and conduct training for TAVI surgeries in a Mixed Reality environment, utilizing actual medical images of patients in conjunction with virtual prosthetic valves that mimic visual characteristics and behaviors of real models employed in surgery. The tool enables the virtual execution of the procedures involved in the surgery, such as catheter insertion, positioning, and accommodation of the prosthetic valve. It can be utilized for pre-operative training, allowing physicians to choose better options for each patient. The anticipated outcome is an efficiency gain through more effective planning and more accurate strategies to perform the procedure.

Keywords

Medical Imaging, Mixed Reality, TAVI, Training, Volumetric Visualization, Minimally Invasive Surgery.

Publicações

As publicações a seguir foram resultados deste trabalho:

1. BUCIOLI, Arthur Augusto Bastos ; CARDOSO, Alexandre; BOTELHO, Roberto ; SANTOS, Paulo Cesar; LIMA, Gerson F M de ; LAMOUNIER, Edgard A Jr: Uma ferramenta baseada em Realidade Misturada para simulação e treinamento de cirurgias TAVI. In: MACHADO, Jose(org.). ICITS'24 - 7th International Conference on Information Technology & Systems. 2024, Temuco.
2. BUCIOLI, Arthur Augusto Bastos ; LAMOUNIER, Edgard Afonso Jr; LIMA, Gerson Flávio Mendes: Uma arquitetura para processamento automatizado e manipulação multimodal de imagens médicas em ambiente de realidade misturada. In: SOARES, Adriano Mesquita(org.). Tópicos Especiais em Engenharia: inovações e avanços tecnológicos. 1. ed. Ponta Grossa: Aya, 2022. p. 135-149. Disponível em: <https://ayaeditora.com.br/Livro/19728>. Acesso em: 10 dez. 2022. DOI:10.47573/aya.5379.2.84.10
3. CYRINO, Gabriel Fernandes; CAVALCANTE, Diogo ; AURELIANO JUNIOR, M. J. ; BUCIOLI, ARTHUR A. B. ; PEIXOTO, Ian ; CARDOSO, A. ; LAMOUNIER JUNIOR, E. A. ; LIMA, Gerson. **An Interactive Holographic Environment for Visualization of Heart Structure and Activity**. In: 2019 CEEL: XVIII Conferência de Estudos em Engenharia Elétrica, 2019, Uberlândia.
4. BUCIOLI, Arthur Augusto Bastos; LAMOUNIER, Edgard Afonso Jr; LIMA, G. F. M.; CARDOSO, Alexandre. **Automated Generation of Holographic Heart Visualization from Coronary Tomography for Multi-place Medical Diagnostics using Holographic devices**. In: MODSIM World 2018, 2018, Norfolk.
5. BUCIOLI, Arthur Augusto Bastos; CARDOSO, Alexandre; LAMOUNIER, Edgard

Afonso Jr; LIMA, G. F. M. **3D Heart Reconstruction using Thoracic Computer Tomography for Computational Holography Applications** . In: Int'l Conf. Health Informatics and Medical Systems | HIMS'17 |, 2017, Las Vegas.

6. BUCIOLI, Arthur Augusto Bastos; LAMOUNIER, Edgard Afonso Jr; LIMA, G. F. M.; CARDOSO, Alexandre **Holographic Real Time 3D Heart Visualization from Coronary Tomography for Multi-place Medical Diagnostics** In. In: 2017 IEEE Cyber Science and Technology Congress (CyberSciTech), 2017, Orlando. DOI:10.1109/DASC-PICom-DataCom-CyberSciTec.2017.51

Tais publicações já foram reconhecidas e citadas por outros pesquisadores em artigos recentes:

1. Gsaxner, Christina ; Li, Jianning ; Pepe, Antonio ; Yuan, Jin ; Kleesiek, Jens ; Schmalstieg, Dieter ; Egger, Jan. (2023). The HoloLens in medicine: A systematic review and taxonomy. *Medical Image Analysis*. 85. 102757. <https://doi.org/10.1016/j.media.2023.102757>
2. Yang, Huilin; Tam, Roger; Tang, Xiaoying. (2023). Whole-Heart Reconstruction with Explicit Topology Integrated Learning. DOI:10.1007/978-3-031-43987-2_11.
3. Laumer, F., Amrani, M., Manduchi, L., Beuret, A., Rubi, L., Dubatovka, A., Matter, C. M., ; Buhmann, J. M. (2023). Weakly supervised inference of personalized heart meshes based on echocardiography videos. *Medical Image Analysis*, 83(102653), 102653. <https://doi.org/10.1016/j.media.2022.102653>
... The latter are the most prevalent cause of deaths worldwide (Savarese and Lund, 2017). Additionally, the high-resolution 3D cardiac structures are critical in physics-based simulation, virtual surgery planning (Prakosa et al., 2018) and visualization for educational setting (Bucioli et al., 2017). However, inferring accurate temporal cardiac ...
4. Wang, P., Bai, X., Billingham, M., Zhang, S., Zhang, X., Wang, S., He, W., Yan, Y., ; Ji, H. (2021). AR/MR remote collaboration on physical tasks: A review. *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, 72(102071), 102071. <https://doi.org/10.1016/j.rcim.2020.102071>
5. Kong, F., Wilson, N., ; Shadden, S. (2021). A deep-learning approach for direct whole-heart mesh reconstruction. *Medical Image Analysis*, 74(102222), 102222. <https://doi.org/10.1016/j.media.2021.102222>

... Three-dimensional (3D) geometries of anatomical structures reconstructed from volumetric medical images are increasingly used for a number of clinical applications, such as patient-specific visualization (González Izard et al., 2020), physics-based simulation, virtual surgery planning and morphology assessment (Prakosa et al., 2018; Bucoli et al., 2017). As cardiovascular diseases are...

6. Benmahdjoub, M., Niessen, W. J., Wolvius, E. B., ; van Walsum, T. (2021). Virtual extensions improve perception-based instrument alignment using optical see-through devices. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 27(11), 4332–4341. <https://doi.org/10.1109/TVCG.2021.3106506>
7. Khan, Adil ; Mavers, Scott Osborne, Mark. (2020). Learning by Means of Holograms. ... 194). Nonetheless, Bucoli (2017) upheld the effectiveness of the technology and disclosed, "The capacity to visualize images using holograms has the potential to reduce the learning curve"(p. 10). ...
8. Guo, Zhaoxiang ; Yonghang, Tai ; Qin, Zhibao ; Xiaoqiao, Huang ; Li, Qiong ; Peng, Jun ; Shi, Junsheng. (2020). Development and assessment of a haptic-enabled holographic surgical simulator for renal biopsy training. *Soft Computing*. 24. 10.1007/s00500-019-04341-4.

... Xie et al. (2017) developed a medical application with holographic iRay system combined with HoloLens. Bucoli et al. (2018) proposed a set of algorithms to support the generation of three-dimensional virtual heart models generated by coronary artery tomography and used Microsoft's HoloLens to Yamaguchi and Yoshikawa (2018) developed an output device for a computer-generated hologram (CGH) which can output a 0.35-Im plane-type hologram. ...
9. Nazir, Shah ; Nawaz, Muhammad ; Adnan, Awais ; Shahzad, Sara ; Asadi, Shahla. (2019). Big Data Features, Applications, and Analytics in Cardiology—A Systematic Literature Review. *IEEE Access*. PP. 1-1. 10.1109/ACCESS.2019.2941898.

Practical computer based heart simulations are done. 33 [95] Visualization of holographic real time 3D heart from coronary tomography for multiplace medical diagnostics Proposed a set of algorithms that helps the generation of tridimensional virtual heart models from coronary tomography 34 [97] Patients care optimization...

10. K. B. Soulami, E. Ghribi, Y. Labyed, M. N. Saidi, A. Tamtaoui and N. Kaabouch, "Mixed-Reality Aided System for Glioblastoma Resection Surgery using Microsoft HoloLens,"2019 IEEE International Conference on Electro Information Technology (EIT), Brookings, SD, USA, 2019, pp. 079-084, doi: 10.1109/EIT.2019.8833738.
11. Sirilak, Sirikasem & Muneesawang, Paisarn. (2018). A New Procedure for Advancing Telemedicine Using the HoloLens. IEEE Access. PP. 1-1. 10.1109/ACCESS.2018.2875558.
"... Through this technique, the doctor can analyze the hidden details of the human anatomy and can be used for multi-place medical diagnostics. It is also now considered critical for success in the field of surgery and all clinical treatments [2]. ..."
12. Zhao, Wenbing ; Ma, Jianhua ; Wang, Kevin ; Wang, Jun. (2017). Report of the 2017 IEEE Cyber Science and Technology Congress. Applied Sciences. 7. 1299. 10.3390/app7121299.
"... When the user is engaged in certain activities and the physiological signal level (such as heart rate) are normal in the context of the activity, the transmission could be omitted, which reduces the transmission rate. In [44], Bucioli et al."

Sumário

Lista de Figuras	xxiv
Lista de Tabelas	xxv
Lista de Abreviaturas	xxv
1 Introdução	1
1.1 Motivação	3
1.2 Hipótese	3
1.3 Objetivos	3
1.4 Organização da Tese	4
2 Fundamentação Teórica	5
2.1 Introdução	5
2.2 Imagens Médicas	5
2.2.1 Um Breve Histórico Sobre Imagens Médicas	6
2.2.2 Tomografia Computadorizada	15
2.2.3 Detalhes Sobre as Imagens Tomográficas	20
2.2.4 Ressonância Magnética	21
2.2.5 O Padrão DICOM/NEMA	24
2.3 A técnica TAVI	26
2.3.1 Pontos Positivos da TAVI	27
2.3.2 Desafios na Implementação da TAVI	27
2.3.3 Etapas da TAVI	28
2.3.4 O Futuro da TAVI	29
2.4 Técnicas de Reconstrução 3D e Visualização Volumétrica	30

2.4.1	Algoritmos de Visualização Volumétrica Direta	31
2.4.1.1	Ray Casting	32
2.4.1.2	Splatting	33
2.4.1.3	Shear-Warp	34
2.4.1.4	Shell Rendering	35
2.4.1.5	Cell-Projection	36
2.4.2	Algoritmos de Visualização Volumétrica Indireta	37
2.4.2.1	Geração de Isosuperfícies - Marching Cubes	38
2.4.2.2	Conexão de Contornos Planares	41
2.5	Interfaces Naturais de Interação	42
2.5.1	Realidade Virtual	43
2.5.2	Realidade Aumentada	46
2.5.3	Realidade Misturada	50
2.6	Considerações finais	52
3	Trabalhos Relacionados	53
3.1	Introdução	53
3.2	Revisão da Literatura	53
3.2.1	Resultados das buscas e Perfil dos estudos selecionados	57
3.2.2	Análises dos Estudos Selecionados	59
3.3	Protocolo para a seleção dos Softwares	64
3.3.1	Seleção dos softwares de edição de imagens médicas	65
3.4	Análise dos Softwares selecionados	67
3.4.1	Amira	67
3.4.2	Invesalius	68
3.4.3	OSIRIX	69
3.4.4	Radiant	71
3.4.5	Sante	72
3.5	Comparativo dos estudos e softwares analisados	72
3.6	Conclusões	73
4	Arquitetura do Sistema	75
4.1	Introdução	75

4.2	Especificação de requisitos	75
4.3	Módulos do sistema	79
4.3.1	Módulo de interpretação de imagens DICOM	79
4.3.2	Módulo de Pré-Processamento	80
4.3.3	Módulo de reconstrução 3D otimizada para RM	80
4.3.4	Módulo de Visualização e Interação em RM	81
4.4	Considerações finais	82
5	Detalhes de Implementação	83
5.1	Introdução	83
5.2	Tecnologias e Dispositivos	83
5.2.1	AutoLisp	84
5.2.2	MaxScript	84
5.2.3	MaxSDK	85
5.2.4	Unity	85
5.2.5	Dispositivo de hardware para suporte à RM	86
5.3	Módulo de Parser e Pré-processamento	87
5.3.1	Parser	87
5.3.2	Pré-Processamento	88
5.3.3	Funções para filtragem e colorização	91
5.4	Módulo de Visualização volumétrica para RM	97
5.5	Módulo de reconstrução 3D otimizada para RM	101
5.6	Modelagem dos elementos físicos presentes em um procedimento TAVI	105
5.7	Módulo de Visualização e Interação em RM	107
5.7.1	Performance de disco	109
5.7.2	Performance de processamento e filtragem	109
5.7.3	Performance da aplicação enquanto capturando vídeo	110
5.8	Considerações finais	110
6	Resultados e Discussão	112
6.1	Introdução	112
6.2	Versão do sistema desenvolvida como um plugin do software 3dsMax .	113
6.3	Versão stand-alone do sistema desenvolvida na engine Unity	122

6.4	Simulador de TAVI no Hololens	136
6.5	Considerações Finais	146
7	Conclusões e Trabalhos Futuros	147
7.1	Introdução	147
7.2	Conclusões	147
	Referências Bibliográficas	151

Lista de Figuras

2.1	Foto obtida com microscópio ótico (LEIKA, 2023 (accessed November 10, 2023))	7
2.2	Foto obtida com microscópio eletrônico (LEIKA, 2023 (accessed November 10, 2023))	8
2.3	Imagem de uma mão obtida com o auxílio de Raios X (PHYS.ORG, 2023 (accessed November 10, 2023))	9
2.4	Imagem Pet Scan de uma mama (BREAST360, 2023 (accessed November 10, 2023))	10
2.5	Ultrasonografia de um Feto (LIVESCIENCE, 2023 (accessed November 10, 2023))	11
2.6	Imagem de uma tomografia computadorizada com 128x128 pixels obtida em 1975 (IMAGINIS, 2023 (accessed November 10, 2023)a)	12
2.7	Imagem de tomografia computadorizada 512x512 pixels obtida com um dispositivo atual (IMAGINIS, 2023 (accessed November 10, 2023)b) . .	13
2.8	Imagem de tomografia computadorizada 512x512 pixels obtida com um dispositivo atual (CANON, 2023 (accessed November 10, 2023))	14
2.9	À esquerda uma radiografia convencional, à direita uma tomossíntese da mesma região mostrando uma pedra na uretra do paciente (HSIEH, 2009).	17
2.10	Diagrama esquemático do experimento de Oldendorf (HSIEH, 2009). .	18
2.11	Uma das primeiras imagens de tomografia (a), ao lado de uma imagem de um scanner de 2005 (b) (HSIEH, 2009).	19
2.12	À esquerda, explicação da técnica de projeções 2D utilizada, À direita a primeira imagem de ressonância magnética publicada (RINCK, 2018). .	22

2.13 Esquema genérico do algoritmo de ray casting (MANSSOUR; FREITAS, 2002)	32
2.14 Reconstrução de um volume utilizando o algoritmo Splatt, com raios variáveis nos kernels (WESTOVER, 1990)	33
2.15 A fase inicial do algoritmo Shear-Warp (LACROUTE; LEVOY, 1994) . .	34
2.16 A fase inicial do algoritmo Shear-Warp (LACROUTE; LEVOY, 1994) . .	35
2.17 Otimização de opacidade do algoritmo Shell Rendering (UDUPA; ODHNER, 1993)	36
2.18 Possibilidades do Mapeamento de células no algoritmo Cell-Projection (WILHELMS; GELDER, 1991)	37
2.19 As 16 possibilidades de geração de topologia do algoritmo Marching Cubes (LORENSEN; CLINE, 1987)	39
2.20 Visualização de tecidos moles em uma isosuperfície produzida pelo algoritmo Marching Cubes (LORENSEN; CLINE, 1987)	40
2.21 Um modelo de cabeça humana reconstruído a partir do algoritmo de (FUCHS; KEDEM; USELTON, 1977)	42
2.22 Continuum da Realidade Virtual. Da esquerda para a direita: Ambiente real, Realidade Aumentada, Virtualidade Aumentada e Ambiente Virtual (MILGRAM et al., 1995)	43
2.23 Arquitetura de um sistema de Realidade Virtual (TORI; HOUNSEL, 2018)	45
2.24 Sistemas de Realidade Virtual: à esquerda um sistema convencional não imersivo (GAME, 2023 (accessed November 10, 2023)), à direita um sistema imersivo com óculos e dispositivos de interação (VERGE, 2023 (accessed November 10, 2023))	46
2.25 Marcadores para Realidade Aumentada: à esquerda um marcador monocromático simples com figura de identificação (TORI; HOUNSEL, 2018), no centro um marcador com código QRPO (TORI; HOUNSEL, 2018), à direita um marcador de imagem colorida (VUFORIA, 2023 (accessed November 10, 2023))	48

2.26	Sistemas de Visualização em Realidade Aumentada: a) Baseada em monitores (ZORZAL; BUCCIOLI; KIRNER, 2005), b) Visada ótica direta (ARTOOLKIT, 2023 (accessed November 10, 2023)), c) Visão por vídeo (EDGY, 2023 (accessed November 10, 2023)), d) Projeção (MIT, 2023 (accessed November 10, 2023)).	49
3.1	Seleção inicial de Trabalhos nas bases científicas	57
3.2	Anos das publicações dos estudos selecionados	58
3.3	Visualização de organelas celulares no Amira (AMIRA, 2023 (accessed November 10, 2023))	68
3.4	Interface e Visualização no Invesalius (ARCHER, 2023 (accessed November 10, 2023))	69
3.5	Interface e Visualização no Osirix (OSIRIX, 2023 (accessed November 10, 2023))	70
3.6	Visualização volumétrica no Radiant (MEDIXANT, 2023 (accessed November 10, 2023))	71
3.7	Interface e Visualização no Sante (SANTESOFT, 2023 (accessed November 10, 2023))	72
4.1	Pipeline sugerido para o sistema	76
5.1	Trecho de código para leitura de TAGs em arquivos DICOM	88
5.2	Trecho de código para carregamento dos pixels de arquivos DICOM	89
5.3	Código implementando os parâmetros Window Width e Window Center	90
5.4	Configurações dos parâmetros de Window width e Window center no sistema e seus efeitos visuais	91
5.5	Código implementando a opção de negativo da imagem	92
5.6	Código implementando a opção de filtragem por densidade	92
5.7	Código implementando a opção de filtragem por densidade	93
5.8	Código implementando a opção de filtragem por threshold	94
5.9	Código implementando a funcionalidade de visualização das informações dos pixels	94
5.10	Código implementando Reações ao comando da rolagem do mouse para troca entre slices e em diversas ferramentas do sistema	95

5.11	Código implementando a funcionalidade de Pseudo Cores	96
5.12	Código criando a Textura 3D e integrando o sistema ao raycasting . . .	97
5.13	Processo de criação da visualização volumétrica alternativa	99
5.14	Código da visualização volumétrica por texturas bidimensionais	99
5.15	Detecção de contornos: a) imagem limiarizada recebida, b) detecção das bordas, c) seleção e segmentação de contornos	102
5.16	Código para detecção inicial das bordas com varredura horizontal e vertical	102
5.17	Código para segmentação de regiões	103
5.18	Efeitos do algoritmo de suavização sobre os contornos das regiões . .	104
5.19	Código para suavização dos contornos das regiões	104
5.20	a) válvula expansível por balão modelada (esquerda) comparada ao com o modelo real Sapiens3 (EDWARDS, 2023 (accessed November 10, 2023)); b) válvula auto-expansível comparada ao modelo real CoreValve (MEDTRONIC, 2023 (accessed November 10, 2023)); c) vistas superior e anterior da válvula expansível por balão; d) quadros-chave da animação da válvula expansível por balão, com miniaturas correspondentes de angiografias coletadas em vídeo de um procedimento TAVI	106
5.21	Código para controle das animações do balão virtual modelado	107
6.1	Interface inicial do sistema DicomMax.	113
6.2	Diálogo para abertura de arquivos.	114
6.3	Imagem DICOM aberta no sistema DicomMax.	114
6.4	Configurações variadas nos parâmetros Window Center e Window Width.	115
6.5	Configurações variadas no filtro de Threshold.	116
6.6	Filtro para detecção de contornos na imagem.	117
6.7	Segmentação automatizada de regiões em uma imagem.	118
6.8	Seleção manual de uma região em uma imagem.	118
6.9	Reconstrução tridimensional a partir de regiões segmentadas.	119

6.10 Ferramenta de suavização de regiões com 3 variações: de cima para baixo, sem suavização, suavização usando 5 pontos como média e suavização usando 10 pontos como média.	120
6.11 Utilização da ferramenta de medições.	121
6.12 Interface inicial da versão atual do sistema desenvolvida na engine Unity.	123
6.13 Diálogo de seleção de arquivos DICOM para abertura.	124
6.14 Diálogo de seleção de pastas com estudos DICOM para abertura. . . .	124
6.15 Troca do filtro de tipos de arquivo, que permite a seleção de qualquer arquivo para tentativa de abertura.	125
6.16 Seleção Múltipla de Arquivos de forma aleatória.	126
6.17 Uma sequência de imagem recém aberta no sistema.	127
6.18 Exemplos de utilização dos parâmetros Window Width e Window Center.	128
6.19 Ferramenta de inversão de cores (negativo) sendo utilizada.	129
6.20 Ferramenta para Filtragem por densidades sendo utilizada para remoção das costelas.	129
6.21 Ferramenta para suavização de imagens sendo utilizada em 4 configurações distintas.	130
6.22 Ferramenta de suavização de imagens sendo utilizada em 4 configurações distintas.	131
6.23 Ferramenta de pseudocores sendo utilizada para colorizar uma imagem.	132
6.24 Variações de qualidade no modo raycasting de visualização volumétrica.	133
6.25 Exemplos de visualizações com raycasting.	134
6.26 Exemplos de visualizações com o método de texturas planificadas. . . .	135
6.27 Visualização volumétrica por Raycasting no Hololens.	135
6.28 Telas demonstrando progresso no carregamento do estudo: a) início do programa; b) primeira mensagem advertindo sobre a demora; c) mensagem mostrando finalização de 1 das tarefas; d) mensagem mostrando finalização de todas as tarefas e estudo carregado ao fundo	136
6.29 Telas demonstrando alinhamento do estudo ao manequim: a) início do alinhamento; b) alinhamento frontal concluído; c) alinhando no eixo da profundidade; d) alinhamento concluído	137

6.30 Telas demonstrando a operação de mostrar e esconder o atlas anatômico a) atlas visível; b) atlas invisível	138
6.31 Telas demonstrando Operações de Rotação: a) Rotação original; b) Rotação no eixo X; c)Rotação no eixo y; d) Rotação no eixo Z	138
6.32 Telas demonstrando Operações de Escala: a)Escala original; b)Escala no eixo X; c)Escala no eixo y; d) Escala no eixo Z	139
6.33 Esquemas de cores: a)Original; b)Cinza; c)Azul y; d)Cor1	140
6.34 Esquemas de cores: a)original; b)slice top; c)original y; d)slice bottom .	140
6.35 Simulação de uma TAVI em ambiente de RM: a)iníciando inserção do cateter; b) cateter inserido e posicionado; c)inflando balão e expandindo válvula; d)desinflando balão; e)removendo cateter; f)válvula posicionada	142
6.36 Testes com o cadáver: a)Volume sobreposto; b) válvula plenamente expandida e posicionada; c) balão sendo esvaziado; d) válvula no local e balão totalmente esvaziado	143
6.37 Experimento no esqueleto: Volume sobreposto ao esqueleto (detalhes em branco); b) válvula expandida; c) balão esvaziado e válvula posicionada; d) operação de Slicing	144

Lista de Tabelas

3.1	Pesquisa e seleção inicial de softwares Dicom	65
3.2	Pesquisa e seleção inicial de softwares Dicom	66
3.3	Comparação de funcionalidades entre os trabalhos e softwares analisados	73
6.1	Comparação de funcionalidades entre os trabalhos e softwares analisados	145
7.1	Comparativo de funcionalidades entre a solução desenvolvida e os trabalhos relacionados	148

Capítulo 1

Introdução

As Doenças Cardiovasculares (DCs) constituem um conjunto de enfermidades que impactam o sistema cardíaco, persistindo como a principal causa de óbitos globalmente, resultando em aproximadamente 18 milhões de óbitos anuais (ORGANIZATION, 2023 (accessed November 10, 2023)a). Quatro em cada cinco óbitos por DCs são atribuídos a ataques cardíacos e acidentes vasculares cerebrais, sendo que aproximadamente um terço dessas mortes acomete indivíduos com menos de 70 anos de idade (ORGANIZATION, 2023 (accessed November 10, 2023)b).

Apesar de todos os esforços para reduzir e prevenir DCs, o número de pessoas afetadas e falecidas por essas doenças continua a aumentar anualmente (ORGANIZATION, 2023 (accessed November 10, 2023)a). Embora a maioria dos casos possa ser tratada precocemente com medicamentos e mudanças de hábitos, a intervenção cirúrgica ainda é a única opção em alguns casos (ORGANIZATION, 2023 (accessed November 10, 2023)b). A maioria das cirurgias de DCs é de grande porte, apresentando riscos como sangramento, infecção, reações à anestesia, acidente vascular cerebral, lesões teciduais e óbito. O tempo de recuperação dessas cirurgias pode ser de várias semanas, dependendo do tipo de procedimento (ANESTHESIOLOGISTS, 2023 (accessed November 10, 2023)) (GOLDMAN, 1983).

Há poucos anos, foi desenvolvida uma técnica inovadora conhecida como Implantação Transcateter de Válvula Aórtica (TAVI), um procedimento minimamente invasivo que tem ganhado ampla adoção na atualidade para a restauração da funcionalidade das válvulas aórticas (ASSOCIATION, 2023 (accessed November 10, 2023)).

Apesar das vantagens, a técnica TAVI ainda enfrenta desafios técnicos complexos,

tais como a precisão na colocação da válvula artificial, o manuseio de complicações como vazamentos periprostéticos e prevenção de danos à estrutura circundante (tamanho ideal da prótese valvar). Diante deste quadro, entende-se que existe uma demanda por ferramentas para treinamento dos profissionais que trabalham com TAVI, especificamente no que diz respeito ao posicionamento e liberação da prótese valvar na posição aórtica (WEBB et al., 2022). Exames da literatura científica dos últimos 10 anos mostram que ainda existem poucos trabalhos com o foco específico no treinamento do procedimento TAVI, sendo que os mais próximos encontrados se focam, primariamente, em aperfeiçoar ou auxiliar etapas intra-operatórias.

Nesse contexto, merece destaque a Realidade Misturada (RM), uma interface inovadora que se baseia em técnicas de interação e visualização naturais. Através de dispositivos especialmente projetados, é possível visualizar e interagir com objetos 3D integrados ao ambiente real. Além disso, é possível rastrear os objetos do ambiente real de forma a combiná-los com os objetos virtuais, bem como utilizar ações naturais de interação sobre esses elementos (FURLAN, 2016). Por exemplo, ao invés de acionar um comando de um dispositivo tradicional como mouse, para visualizar a parte lateral de um automóvel virtual, o usuário pode simplesmente andar pela sala, de maneira natural como faria com um carro real, e assim inspecionar visualmente o detalhe desejado. Adicionalmente, podem também estar disponíveis outras formas de interação, tais como comandos de voz e gestos realizados com as mãos ou dispositivos hápticos (HOLOLENS, 2023 (accessed November 10, 2023)).

A aplicação da RM no âmbito cirúrgico tem suscitado considerável interesse devido às suas potencialidades tanto no estágio pré-operatório quanto durante a execução dos procedimentos. No contexto pré-operatório, a RM capacita os cirurgiões a visualizar e interagir com informações médicas tridimensionais, como exames de imagem, permitindo um planejamento mais minucioso e personalizado. Ademais, a RM possibilita a simulação de cenários cirúrgicos, contribuindo para o aprimoramento das estratégias operacionais.

1.1 Motivação

A motivação desta tese se apoia no fato de que, até o momento de elaboração deste trabalho, não havia sido localizado um sistema dedicado para o treinamento da técnica TAVI em ambiente de RM, apesar de existir um interesse crescente para o desenvolvimento deste tipo de solução, bem como o interesse cada vez maior na RM para o auxílio ao procedimento TAVI.

1.2 Hipótese

Com base nos dados já apresentados, formulou-se a seguinte hipótese para este trabalho:

"O uso de técnicas de Realidade Misturada na simulação de procedimentos TAVI pode contribuir para o treinamento e preparo dos cirurgiões cardíacos".

1.3 Objetivos

O principal objetivo deste trabalho é investigar técnicas computacionais que possam viabilizar o uso da Realidade Misturada na simulação e treinamento das procedimentos TAVI. Dessa forma, ficam estabelecidos os seguintes objetivos específicos:

- Realizar uma revisão bibliográfica sobre as técnicas de geração de imagens médicas;
- Avaliar diversas técnicas de reconstrução e visualização 3D a partir de imagens médicas, identificando suas potencialidades e fragilidades, bem como os desafios de sua implementação em ambiente de Realidade Misturada;
- Elaborar um arcabouço de técnicas capaz de processar imagens médicas e gerar visualizações 3D passíveis de utilização em ambiente de Realidade Misturada, bem como prover ferramentas e metáforas naturais de interação com os modelos gerados;

- Compreender em detalhes todos os procedimentos envolvidos nos procedimentos TAVI, desde o pré-operatório até a execução, identificando pontos passíveis de auxílio por técnicas de RM;
- Desenvolver um protótipo de sistema utilizando as técnicas desenvolvidas;
- Realizar testes com o protótipo desenvolvido para determinar sua real possibilidade de uso por profissionais e estudantes da área médica.

1.4 Organização da Tese

A presente tese será dividida em 7 capítulos, descritos a seguir.

- No capítulo 1 (atual), são descritas a motivação, objetivos e a organização da tese.
- O capítulo 2 apresenta o referencial teórico e os principais conceitos e técnicas utilizados no projeto proposto.
- O capítulo 3 apresenta trabalhos relacionados ao tema e ao projeto proposto.
- No capítulo 4 são descritas as técnicas desenvolvidas e a arquitetura proposta.
- No capítulo 5 são descritos os detalhes de implementação do protótipo.
- O capítulo 6 apresenta os resultados obtidos e faz uma discussão a respeito deles.
- No capítulo 7 são discutidas as possibilidades de melhorias, ampliações de funcionalidades e demais trabalhos futuros possíveis a partir deste projeto.

Capítulo 2

Fundamentação Teórica

2.1 Introdução

A captura, manipulação e interação com imagens médicas envolvem uma série de áreas inter-relacionadas. Este capítulo tem como objetivo abordar os principais conceitos, técnicas computacionais e métodos de processamento de imagens médicas. Além disso, será descrito um breve histórico das imagens médicas, com um foco mais abrangente nas técnicas de Ressonância Magnética (MRI) e Tomografia Computadorizada (CT), que são mais diretamente relacionadas ao tema do trabalho e também estão entre as principais técnicas que proporcionam reconstrução tridimensional de modelos.

Também será brevemente explanado o funcionamento e etapas da técnica TAVI, de forma a facilitar a elaboração das estratégias para simulação e treinamento da mesma.

No campo da Computação Gráfica, serão abordadas as principais técnicas de visualização existentes, suas potencialidades e limitações. Serão vistas ainda as mais utilizadas técnicas no campo da reconstrução 3D, a partir de imagens médicas. Ao final do capítulo são apresentadas algumas conclusões obtidas sobre os conteúdos apresentados.

2.2 Imagens Médicas

Esta seção apresenta um breve histórico sobre manipulação de imagens médicas, desde os seus primórdios, passando da fase analógica para a digital. Também serão

apresentadas as principais técnicas de manipulação de imagens médicas, com ênfase nas técnicas de Ressonância Magnética e Tomografia Computadorizada.

2.2.1 Um Breve Histórico Sobre Imagens Médicas

A utilização de auxílios visuais para diagnóstico na Medicina começou com a invenção do microscópio ótico, em meados de 1590 (ROSENTHAL, 1996). Esse instrumento, constituído de um arranjo mecânico de uma ou mais lentes convergentes, permitia ampliar significativamente os objetos visualizados, em centenas ou mesmo milhares de vezes, a capacidade da visão humana, revelando todo um mundo novo antes apenas teorizado. Com este instrumento foi possível a visualização de células, bactérias e outros micro-organismos e nos seus comportamentos, padrões de reprodução, alimentação e excreção, uma vez que no microscópio ótico os organismos observados podem estar vivos. Dessa forma, foram obtidos grandes avanços na compreensão da Biologia, bem como nas patologias causadas por bactérias.

Apesar de todas as vantagens, o microscópio ótico apresenta uma limitação física relacionada ao próprio comprimento de onda da luz que limita teoricamente o fator de ampliação a aproximadamente 1500X (tamanho mínimo visualizável de 250 nanômetros), que o impede de visualizar estruturas ainda menores, como as organelas internas das células, vírus e outras partículas muito pequenas (ROSENTHAL, 1996)(BRITANNICA, 2023 (accessed November 10, 2023)). A Figura 2.1 apresenta um exemplo de visualização conseguida com o auxílio do microscópio ótico.

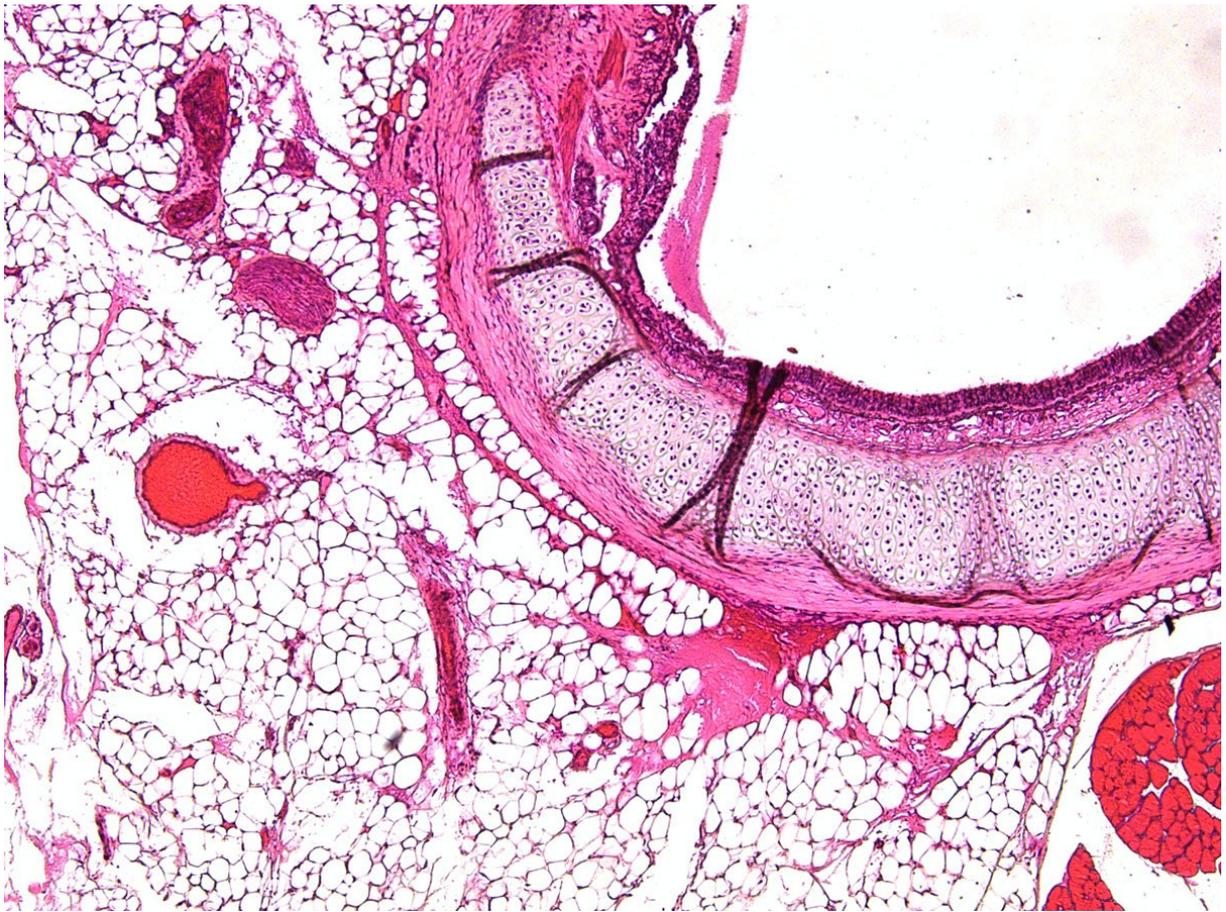


Figura 2.1: Foto obtida com microscópio ótico (LEIKA, 2023 (accessed November 10, 2023))

Foi só com a invenção do microscópio eletrônico, no início do século XX, que se tornou possível a visualização de objetos e estruturas ainda menores. Nesses dispositivos, a luz visível é substituída por um feixe de elétrons que passa pelo objeto a ser visualizado, sendo recebido por um conjunto de "lentes" eletrostáticas e então convertido para uma imagem. Nesse tipo de microscópio, o fator de ampliação chega a um limite de resolução de 0.1 nanômetro, permitindo a visualização em detalhes de vírus, organelas e até mesmo espirais de DNA (RÜDENBERG, 2010). Um detalhe importante é que os microscópios eletrônicos não produzem informações de cor. Assim as imagens muitas vezes passam por etapas de pós processamento para pseudo-colorização. A Figura 2.2 apresenta um resultado de imagem obtido com um microscópio eletrônico.

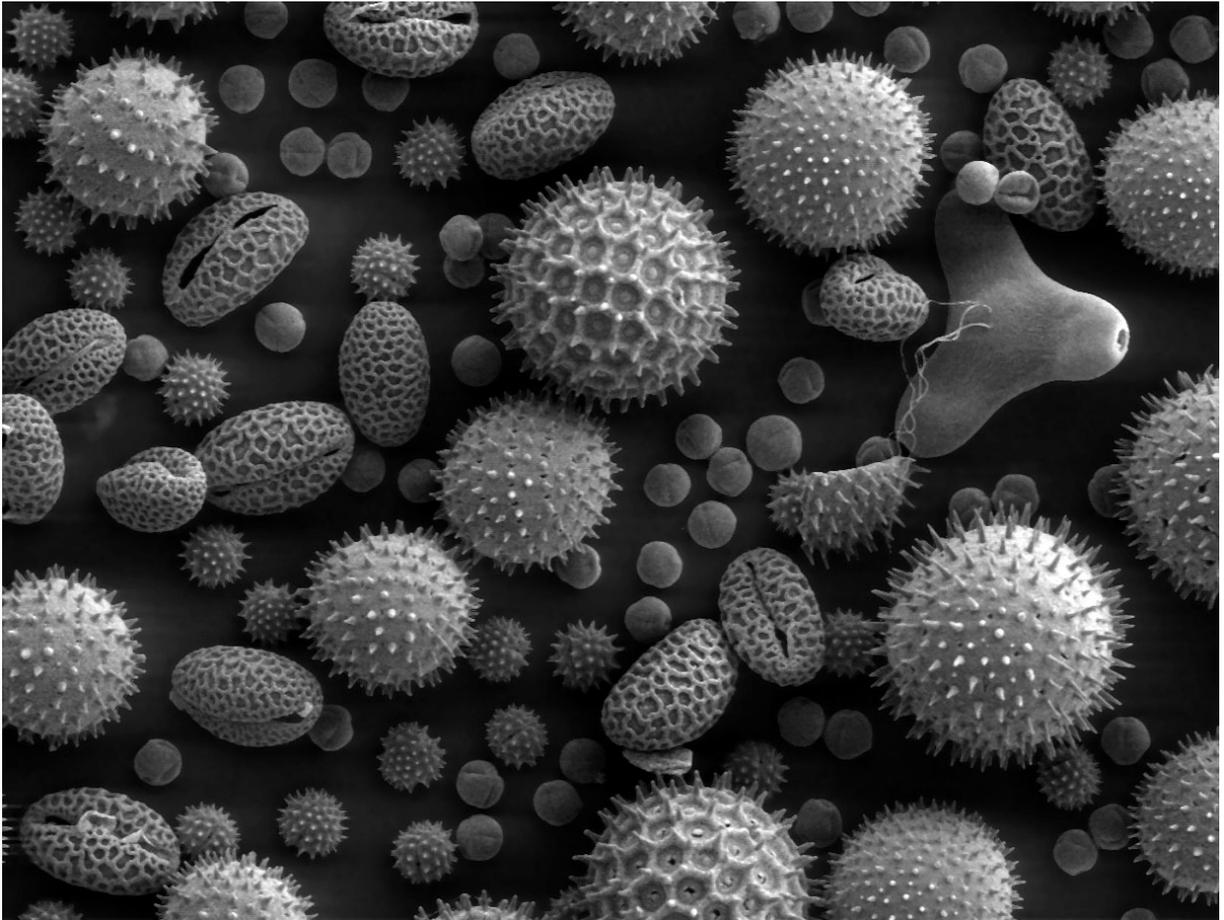


Figura 2.2: Foto obtida com microscópio eletrônico (LEIKA, 2023 (accessed November 10, 2023))

A invenção dos diferentes tipos de microscópios ajudou a ampliar a visão humana, permitindo a visualização de objetos extremamente pequenos, o que já alavancou enormemente o desenvolvimento da ciência em geral. Com a descoberta dos raios-X em 1895, e sua subsequente popularização (BRADLEY, 2008), começava uma nova era na prática médica: o diagnóstico auxiliado por imagens. As imagens médicas se tornaram tão populares que existem até estudos que propõe que está havendo uma utilização demasiada desse recurso, muitas vezes sem uma comprovação de real necessidade (HENDEE et al., 2010).

As primeiras imagens baseadas em raios X eram impressas em uma espécie de negativo fotográfico, exigindo tempo para serem reveladas, e quando havia urgência, o médico tinha que visualizar as imagens enquanto ainda estavam em processo de secagem da revelação. Atualmente, capturam-se as imagens de forma digital, com visualização instantânea dos resultados (BRADLEY, 2008). A Figura 2.3 apresenta

um exemplo de imagem feita com o auxílio de raios X.



Figura 2.3: Imagem de uma mão obtida com o auxílio de Raios X (PHYS.ORG, 2023 (accessed November 10, 2023))

Alguns anos após a invenção dos exames baseados em raios X, outros avanços na técnica foram sendo obtidos, como por exemplo, a utilização de substâncias de contraste que podiam ser ingeridas ou injetadas nos pacientes, e assim realçar determinadas características e porções do corpo. Utilizando essas técnicas foram feitos os primeiros diagnósticos por imagem de uma série de doenças, como câncer de esôfago, estômago, intestinal, diverticulites, entre outros (BRADLEY, 2008).

Na década de 40, foi inventado o processo de tomografia baseada em raios X, que permitia obter visualizações de tomogramas, ou "fatias" dos tecidos sem visualizar os tecidos acima ou abaixo da fatia atual. Isso era conseguido rotacionando o tubo emissor de raios X de forma a manter em foco apenas a fatia desejada do tecido. Posteriormente, a tomografia original foi substituída pelas técnicas CAT (Computerized Axial Tomography) e MRI (Magnetic Resonance Imaging), que visualizam a anatomia completa nas fatias escaneadas (BRADLEY, 2008).

Na década de 50, surgiu uma técnica inovadora, a medicina nuclear, onde isótopos radioativos emitindo raios gama são combinados com outros compostos terapêuticos,

e injetados no paciente. Essa combinação é escolhida de acordo com a natureza da doença e os tipos de tecido a serem estudados. Dessa forma, ao invés dos raios X passarem pelo corpo do paciente, os próprios compostos injetados no corpo emitem os raios que são então capturados por uma câmera especial. Atualmente, a técnica mais apurada da medicina nuclear se baseia em isótopos que emitem positrons ao invés de raios gama PET Scan (Positron Emitting Tomography). A vantagem desse tipo de técnica é que ela permite uma combinação com uma molécula análoga à da glicose, que é um alimento primordial dos cânceres, então ao ser utilizada ela permite detectar tanto o câncer principal quanto suas metástases (BRADLEY, 2008) (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). A Figura 2.4 apresenta um exemplo de imagem obtida pelo processo de PET Scan.

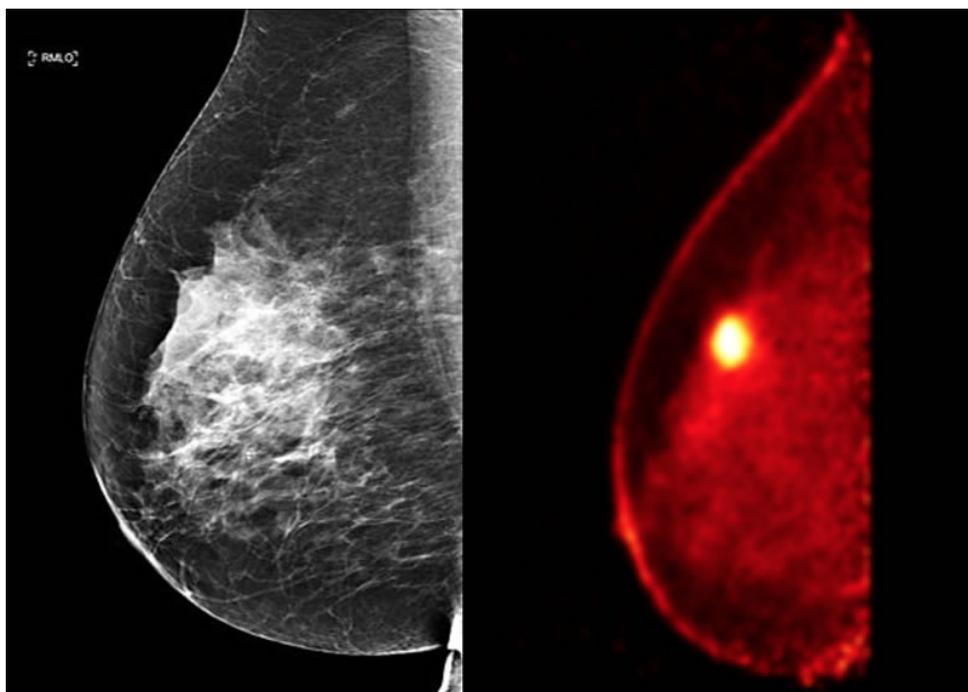


Figura 2.4: Imagem Pet Scan de uma mama (BREAST360, 2023 (accessed November 10, 2023))

É importante ressaltar que tanto os exames simples de raios X quanto as técnicas derivadas desse tipo de radiação podem ser prejudiciais, de acordo com o tempo de exposição. Isto porque utilizam radiação indiretamente ionizante que tem potencial para danificar células e tecidos do corpo do paciente (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). Como os raios X foram descobertos antes que se fizessem estudos mais aprofundados sobre a radiação, não havia essa preocupação com o tempo/dose de exposição

na realização dos exames. Com o tempo, as doses foram sendo revistas e também desenvolvidos protocolos e equipamentos de segurança para os operadores. Adicionalmente, algumas técnicas alternativas foram surgindo, como o ultrassom.

Na década de 70, foram desenvolvidas as primeiras versões de aparelhos de ultrassom. Essa técnica utiliza apenas ondas sonoras para escanear o corpo do paciente, não emitindo portanto radiação ionizante. Ela funciona de forma análoga a um sonar, enviando ondas sonoras e medindo sua refletividade para gerar imagens. Com a utilização desta técnica é possível diagnosticar apendicite, identificar massas císticas nos seios, acompanhar com segurança o desenvolvimento de fetos, entre outras (BRADLEY, 2008). A Figura 2.5 apresenta uma imagem obtida por técnicas de ultrassonografia.



Figura 2.5: Ultrasonografia de um Feto (LIVESCIENCE, 2023 (accessed November 10, 2023))

Ainda na década de 70, começaram as primeiras iniciativas de integração entre os computadores e as imagens médicas, com o advento da Tomografia Computadorizada (CT - Computer Tomography). A Tomografia Computadorizada foi um grande avanço pois passou a permitir a captura e visualização de múltiplas fatias dos tecidos, possibilitando por exemplo o mapeamento completo do cérebro, que antes era algo impossível. Esse tipo de técnica funciona rotacionando o emissor de raios X ao redor do

paciente, enquanto vários sensores capturam os raios que atravessaram o paciente, combinando-os para formar uma imagem completa. As primeiras máquinas de Tomografia Computadorizada eram bastante primitivas, capturando matrizes pequenas de 64x64 pontos e gastando muitas horas para serem processadas. A Figura 2.6 mostra uma imagem de 1975 capturada por uma das primeiras máquinas de tomografia computadorizada.

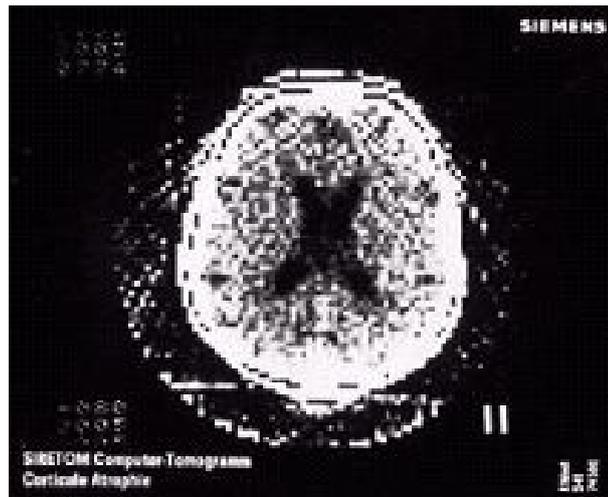


Figura 2.6: Imagem de uma tomografia computadorizada com 128x128 pixels obtida em 1975 (IMAGINIS, 2023 (accessed November 10, 2023)a)

Atualmente, os dispositivos mais avançados permitem obter resoluções na ordem de décimos de milímetro, com processamento completo em poucos segundos. Essa técnica também utiliza substâncias especiais que podem ser administradas no paciente como contrastes, para enfatizar determinados aspectos dos tecidos nas imagens resultantes (BRADLEY, 2008). A Figura 2.7 apresenta uma imagem de 512x512 pontos obtida com um dispositivo atual de Tomografia Computadorizada.

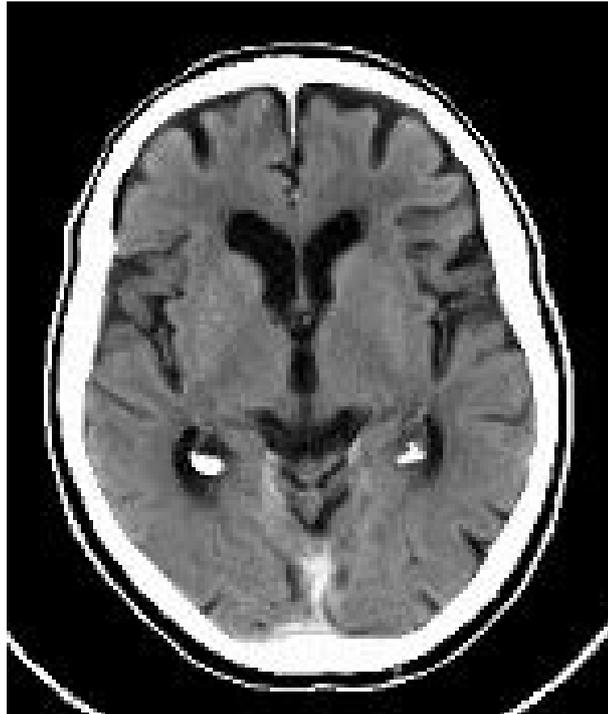


Figura 2.7: Imagem de tomografia computadorizada 512x512 pixels obtida com um dispositivo atual (IMAGINIS, 2023 (accessed November 10, 2023)b)

Também na década de 70 surgiu outra importante técnica não ionizante, a Ressonância Magnética (MRI - Magnetic resonance Imaging). Essa técnica utiliza potentes eletroímãs para emitir campos magnéticos e um conjunto de sensores para interpretar os dados ressonados e gerar as imagens dos tecidos. Esses dados são ressonados pelas próprias moléculas que compõem os tecidos, usando normalmente as moléculas de hidrogênio presentes na água. Inicialmente, os dispositivos de MRI utilizavam ímãs resistivos, que produziam campos magnéticos fracos e imagens com baixa resolução. Ainda assim, já ficava claro que a capacidade dessa tecnologia para capturar detalhes em tecidos moles era bastante superior às técnicas de Tomografia Computadorizada, possibilitando diagnósticos das doenças em suas fases mais iniciais. Atualmente, com a popularização dos supercondutores, existem dispositivos capazes de gerar campos magnéticos extremamente fortes de 3 (ou mais) Tesla de potência (BRADLEY, 2008). A Figura 2.8 apresenta um exemplo de imagem conseguido com utilização de Ressonância Magnética.

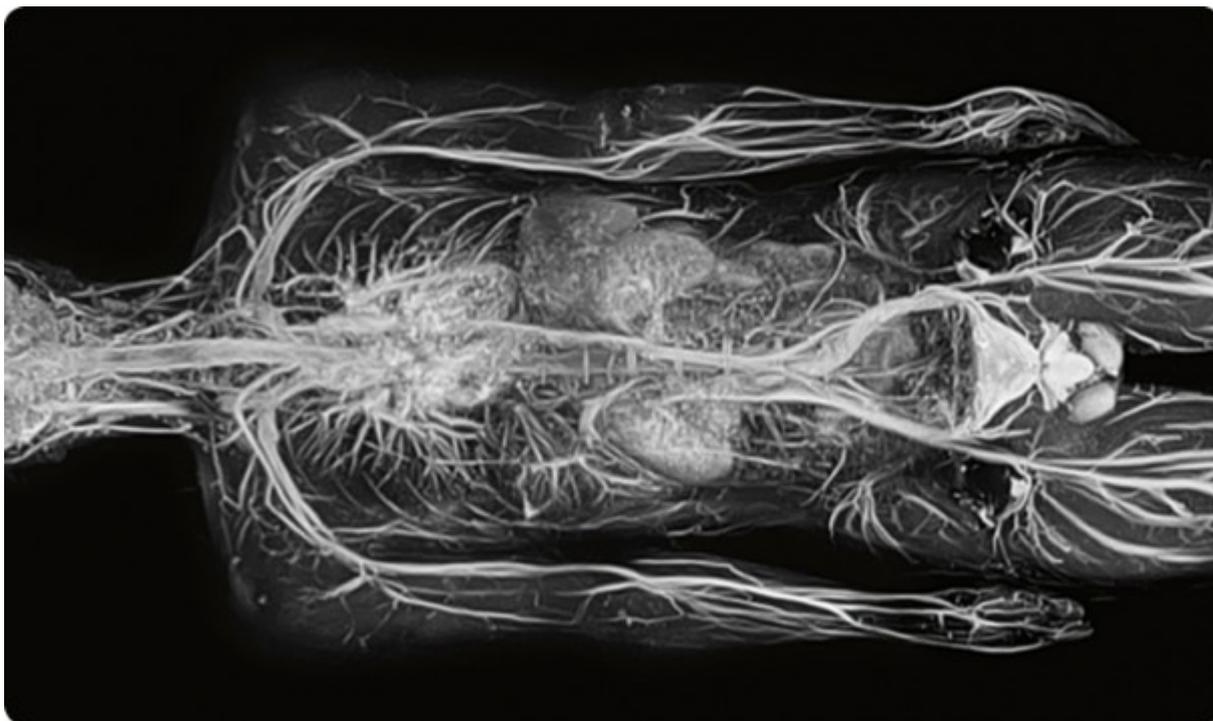


Figura 2.8: Imagem de tomografia computadorizada 512x512 pixels obtida com um dispositivo atual (CANON, 2023 (accessed November 10, 2023))

Estas são as principais tecnologias desenvolvidas para produção de imagens médicas. Atualmente, existem especializações em cada técnica, buscando formas mais refinadas de ampliar o nível de detalhes e a qualidade da captura. Por exemplo, a Ressonância Magnética foi derivada para uma técnica chamada Ressonância Magnética Nuclear, onde a detecção da ressonância é refinada de modo a detectar as diversas frequências de todos elementos químicos presentes nos tecidos escaneados. Isso permite uma série de novas detecções de doenças e anomalias (BRADLEY, 2008).

A Tomografia Computadorizada também foi melhorada e derivada para novas técnicas, sendo que atualmente em torno de 20 segundos é possível realizar uma tomografia de corpo inteiro, sendo um dos exames mais utilizados quando o paciente chega ao centro de emergência apresentando dores no peito. A técnica de angiografia também foi um refinamento, que permite localizar vasos sanguíneos obstruídos rapidamente e assim guiar uma intervenção cirúrgica pontual (BRADLEY, 2008).

Como foi mencionado anteriormente, a Medicina Nuclear atual se baseia muito mais em soluções químicas emissoras de pósitrons, pois a sua combinação com outras substâncias permite diagnósticos precisos de doenças. Por exemplo, um composto chamado fluorodeoxiglicose que combina um emissor de pósitrons e uma mo-

lécula análoga à glicose, é possível encontrar diversos tipos de cânceres, pois estes tendem metabolizar muita glicose, se tornando mais facilmente visíveis no PET Scan (BRADLEY, 2008).

O ultrassom clássico também tem apresentado melhorias, tanto na resolução e qualidade dos exames, quanto no processamento dos dados, resultando em ultrassonografias 3D que permitem uma mais fácil visualização das estruturas geométricas de órgãos e tecidos.

2.2.2 Tomografia Computadorizada

Numa radiografia convencional de raios X, a captura da imagem comprime todas as estruturas tridimensionais físicas do objeto analisado em um plano 2D. Esse tipo de captura pode ser suficiente para alguns tipos de diagnósticos, como fraturas de ossos ou manchas em um pulmão. No entanto, muitas situações mais complexas são prejudicadas por essa sobreposição de estruturas, necessitando de alguma forma isolar determinados planos de profundidade na visualização, desprezando as estruturas acima e abaixo do ponto desejado. Esse problema motivou o desenvolvimento da tomografia clássica (HSIEH, 2009).

Aproximadamente em 1921, A. E. M. Bocage criou um dispositivo para atenuar as estruturas acima e abaixo de um plano focal de interesse. O princípio desse dispositivo era tirar diversas radiografias de um mesmo ponto de interesse, variando porém a distância e ângulos de varredura entre a origem dos raios X e o filme, mantendo no centro dessa distância o ponto focal de interesse, como uma espécie de eixo. Desta maneira, podia-se reforçar as imagens produzidas pelo ponto focal e atenuar as sombras produzidas pelas estruturas acima e abaixo do ponto focal, pois as mesmas se repetirão sempre em posições diferentes no filme, enquanto que o ponto focal se mantém praticamente na mesma posição (HSIEH, 2009).

Apesar de conseguir atenuar em boa parte as sombras de estruturas nos planos inferiores e superiores ao de interesse, a tomografia convencional também apresenta alguns problemas. Por exemplo, planos muito próximos ao foco de interesse não são muito bem atenuados, a menos que se aumente bastante o ângulo de varredura entre as capturas, o que acaba gerando um outro problema, que é o aumento da espessura das fatias escaneadas. Outro problema é relacionado à direção dos deslocamentos,

que dependendo dos objetos escaneados pode produzir efeitos indesejados. Normalmente, a tomografia convencional utiliza movimento de deslocamento em apenas um eixo, ou seja, movendo horizontalmente ou verticalmente o filme e a fonte dos raios X. Esse padrão de movimentos pode não ser o mais eficiente para uma melhor captura, sendo que foram propostos outros padrões de movimentos, tais como circular, elipsoidal, sinusoidal e espiral. A desvantagem desses tipos diferenciados de movimentos é um aumento no custo do exame e na dose de raios X a que o paciente acaba sendo exposto (HSIEH, 2009).

Todas as técnicas de tomografia convencional, apesar dos avanços obtidos, não conseguem melhorar o contraste das estruturas no plano de interesse, e também não conseguem eliminar completamente as estruturas em planos superiores e inferiores ao da fatia analisada. Isto traz como resultado uma imagem com baixo contraste e muitos ruídos originados pela superposição das sombras das demais estruturas. Esses problemas, aliados à alta quantidade de radiação necessária para realização dos exames, fizeram com que a tomografia convencional tivesse uso limitado na prática clínica (HSIEH, 2009).

Com o surgimento da tecnologia de sensores de painéis planos para raios X, surgiu um novo interesse na tomografia convencional, pois esse tipo de sensor é mais sensível que o filme fotográfico, permitindo menores doses de radiação, além de permitir captura em uma extensa janela de níveis de profundidade em uma única exposição. Ainda, pelo fato do meio de captura ser digital, esse tipo de imagem pode ser melhorado após a captura com o uso de técnicas de processamento de imagens. Essa técnica é comumente chamada de tomossíntese e tem aplicações em alguns tipos de diagnóstico até os dias atuais (HSIEH, 2009). A Figura 2.9 apresenta um exemplo comparativo de uma radiografia comum com uma tomossíntese da mesma região, onde fica fácil identificar uma pedra na uretra do paciente.



Figura 2.9: À esquerda uma radiografia convencional, à direita uma tomossíntese da mesma região mostrando uma pedra na uretra do paciente (HSIEH, 2009).

Apesar das melhorias trazidas pela tomossíntese, esta técnica ainda não é capaz de eliminar completamente as sombras de estruturas fora do plano de foco desejado, conforme é mostrado na Figura 2.9 onde a espinha dorsal, que está atrás do plano de foco desejado, é atenuada, mas não completamente eliminada da visualização.

Já em 1940, foram feitas os primeiros esboços do que seria a técnica de Tomografia Computadorizada. Em uma patente registrada por Gabriel Frank, já constavam os principais elementos requeridos para a realização das tomografias computadorizadas: um equipamento para gerar sinogramas e técnicas de retroprojeção ótica para reconstrução de imagens (HSIEH, 2009).

Depois de 21 anos da primeira patente de Gabriel Frank, William H. Oldendorf, um neurologista americano, construiu um dispositivo que esboçou os mecanismos que mais tarde seriam utilizados nas modernas máquinas de tomografia computadorizada. A máquina possuía um emissor de raios gama colimado, um receptor, uma mesa giratória e um carro que poderia se movimentar com o objeto escaneado, além de receptores eletrônicos capazes de filtrar e separar os ruídos dos sinais captados efetivamente.

Nessa época, devido à falta de recursos computacionais apropriados para processar as informações, os experimentos eram conduzidos apenas parcialmente, com reconstrução de partes mínimas da imagem. No caso do experimento, apenas uma linha da imagem pôde ser efetivamente reconstruída, pois não havia meios de armazenar os sinais e cada escaneamento levava cerca de 1 hora (HSIEH, 2009). A Figura 2.10 apresenta um diagrama esquemático do experimento de Oldendorf.

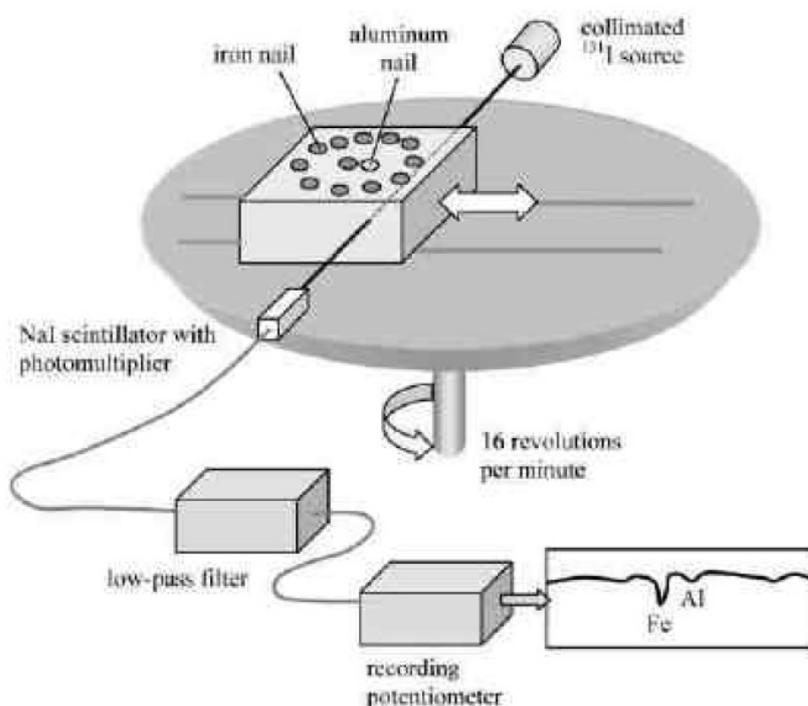


Figura 2.10: Diagrama esquemático do experimento de Oldendorf (HSIEH, 2009).

Ao longo das décadas seguintes, diversos avanços foram sendo obtidos. Em 1963 e 1964, Allan M. Cormack publicou suas descobertas de um trabalho iniciado em 1956, conseguindo derivar uma teoria matemática para reconstrução de imagens, a partir dos coeficientes de atenuação que os raios X sofrem ao passar por um objeto, bem como a construção do primeiro scanner tomográfico completo. Também foram publicados os resultados de scaneamentos realizados com materiais emulando tecidos de várias densidades. Apesar da grandiosidade do trabalho, não houve muito interesse da comunidade científica na época, principalmente, pela quantidade de tempo necessária aos escaneamentos e à dificuldade da realização dos cálculos para obtenção das imagens (HSIEH, 2009).

O desenvolvimento do primeiro scanner tomográfico clínico começou em 1967, en-

cabeçado por Godfrey N. Hounsfield, na Inglaterra. Enquanto estudava técnicas para reconhecimento de padrões, conseguiu deduzir, sem se basear nos estudos de Cormack, que a realização de medições de raios X passando por um corpo em diferentes direções permitia a reconstrução de sua estrutura interna, com uma margem de erro de 0,5% dos coeficientes de uma fatia escaneada. Para obter as imagens, era necessária uma resolução de 28 mil equações simultâneas por um computador. Após uma série de melhorias nas técnicas de escaneamento e processamento das imagens, em 1971 foi instalado o primeiro scanner de Tomografia Computadorizada totalmente funcional em Londres. As imagens eram produzidas em apenas 4,5 minutos. A Figura 2.11 apresenta uma das primeiras imagens obtidas por esse scanner (a), comparada com uma imagem de um scanner de 2005 (b).

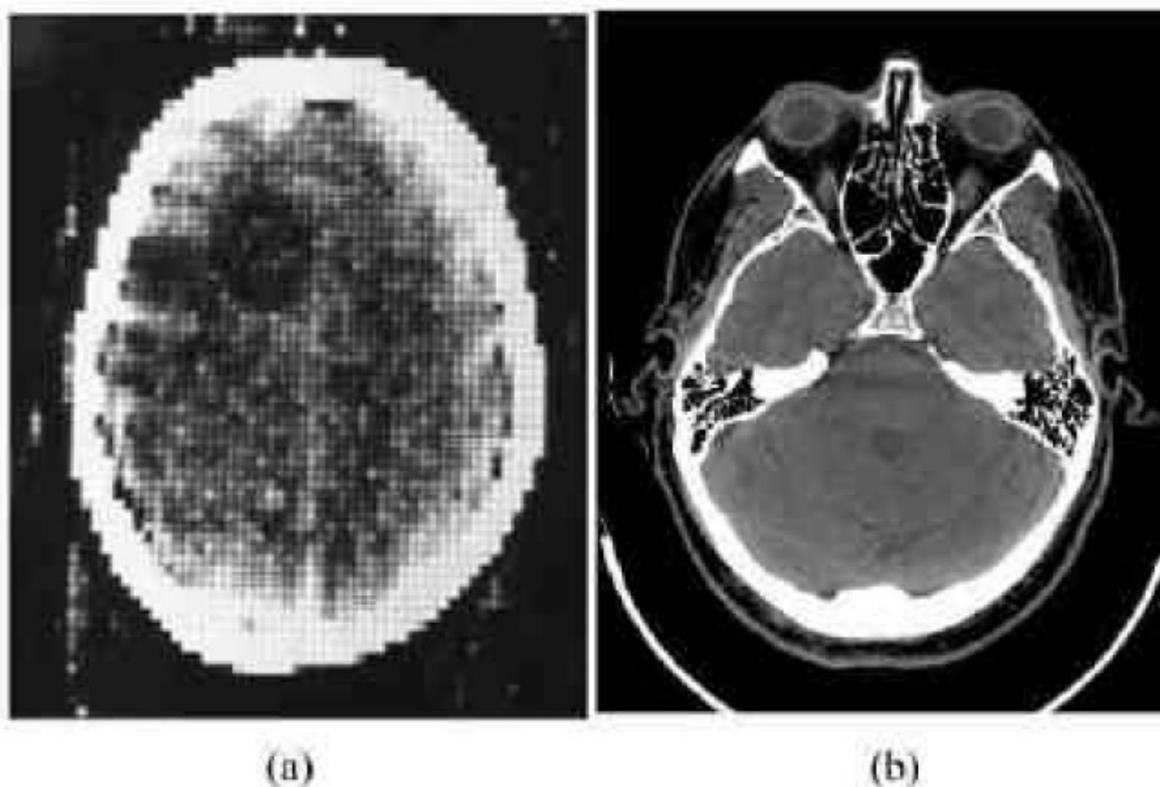


Figura 2.11: Uma das primeiras imagens de tomografia (a), ao lado de uma imagem de um scanner de 2005 (b) (HSIEH, 2009).

Atualmente, os dispositivos de Tomografia Computadorizada possuem as seguintes características:

- Alta resolução espacial, gerando imagens de slices com pelo menos 512x512 pixels;

- Alta velocidade de rotação (menos de 300ms), que permite capturas mais rápidas e menos suscetíveis a borrados por movimentos do paciente;
- Baixa dose de radiação, trazendo menos efeitos colaterais e danos à saúde do paciente;
- Alta quantidade de slices, possibilitando escaneamentos super detalhados, com até 640 slices por escaneamento;
- Pequena distância entre os slices, que permite obter níveis de detalhe menores que 1 mm, auxiliando muito diagnósticos de precisão.

2.2.3 Detalhes Sobre as Imagens Tomográficas

As imagens tomográficas possuem algumas peculiaridades que precisam ser bem compreendidas, de modo a serem corretamente processadas e visualizadas.

O primeiro ponto a ser notado é que não existem cores nesse tipo de imagem, uma vez que o resultado obtido é um mapa de densidades dos tecidos, onde tecidos mais densos apresentam níveis mais altos de valores, enquanto que tecidos moles vão apresentar valores menores. Assim, as representações visuais coloridas geradas por alguns softwares são na verdade esquemas de pseudocores, associando uma determinada cor a uma faixa de densidades (HSIEH, 2009).

Enquanto uma imagem monocromática comum possui cerca de 256 tons de cinza possíveis com seus 8 bits de profundidade, as imagens tomográficas frequentemente apresentam 16 bits de profundidade, possibilitando a representação de uma enorme gama de densidades dos tecidos. Como os próprios monitores e televisores também são limitados quanto à profundidade de cores, algum mecanismo capaz de deslizar uma janela de visualização entre essas densidades é necessário, e também muitas vezes pode ser realizada uma compressão de densidades para visualização de uma maior faixa de densidades ao mesmo tempo, obviamente com uma certa perda de profundidade nesse caso.

As imagens de tomografias são armazenadas em formato próprio, contendo não apenas os dados da imagem em si, mas também dados do paciente, dados do dispositivo, do tipo de exame, da resolução, quantidade de slices, espaçamento entre os

slices, entre outros. Este formato pode ser proprietário da fabricante do dispositivo, ou pode ser armazenado no formato DICOM, um formato de intercâmbio de imagens médicas e outros artefatos digitais já bem estabelecido, padronizado e amplamente utilizado. Esse formato será melhor detalhado em uma seção apropriada neste mesmo capítulo.

2.2.4 Ressonância Magnética

O desenvolvimento das técnicas de Ressonância Magnética foi marcado por uma série de contribuições muitas vezes independentes. Inicialmente, pode-se destacar o trabalho matemático de Jean-Baptiste-Joseph Fourier publicado em 1922, "Theorie analytique de la chaleur"(Teoria Analítica do Calor), que resultou posteriormente na Transformada de Fourier, fundamental no processamento e reconstrução das imagens a partir dos sinais obtidos através de ressonância magnética. Em 1924, Wolfgang Pauli sugeriu a possibilidade de um spin intrínseco do núcleo atômico. No ano seguinte, George Eugene Uhlenbeck e Samuel A. Goudsmit introduziram o conceito do spin dos elétrons. Posteriormente Pauli e Charles Galton Darwin desenvolveram o arcabouço teórico integrando o spin de elétrons à Mecânica Quântica. Em 1933, Otto Stern e Walther Gerlach conseguiram mensurar o efeito do spin de núcleo através da deflexão de um conjunto de moléculas de hidrogênio. Em 1937, Isidor Isaac Rabi's conseguiu, com a ajuda de Cornelis Jacobus Gorter, medir o momento magnético de núcleos atômicos. Alguns anos depois, Gorter foi o primeiro a cunhar o termo "ressonância magnética nuclear". Em 1946, dois cientistas estadunidenses (Edward M. Purcell e Felix Bloch) descobriram de forma independente o fenômeno físico-químico da ressonância magnética, que ocorre quando determinados núcleos de elementos químicos ao serem expostos a uma forte fonte de magnetismo (RINCK, 2018).

Em 1957, Erik Odenblad, considerado o pioneiro da aplicação da ressonância magnética nuclear, publicou um trabalho com suas descobertas a respeito das diferenças de tempos de decaimento de sinais magnéticos nos tecidos humanos. Foi a partir dessa publicação que houve um maior desenvolvimento na tecnologia, ainda que inicialmente sua aplicação na medicina tenha sido pouco aproveitada. Neste trabalho, foi constatado que os tipos de tecidos humanos tinham tempos distintos de relaxamento/decaimento dos sinais magnéticos, provavelmente devido à presença de água, mas

também relacionados às diferentes formas de ligação com os lipídios, um fenômeno que explica o contraste entre tecidos nas imagens de ressonância magnética (RINCK, 2018).

Na década de 1960, o meio científico produziu diversos trabalhos refinando o conhecimento sobre a dinâmica de relaxamento dos tecidos ao serem expostos a campos magnéticos, a difusão dos sinais nos tecidos, trocas químicas e de água entre os tecidos. Também foram feitos, por essa época, os primeiros experimentos de Ressonância Magnética com seres vivos, sendo pioneiros Jackson e Langhan que escanearam um rato sedado (RINCK, 2018).

Até o final da década de 1960, todos os experimentos realizados eram unidimensionais, não produzindo, portanto, imagens. Além disso, nenhum deles conseguia determinar com precisão a localização onde havia sido produzida determinada leitura. Em 1971, o mesmo ano em que o primeiro scanner de tomografia computadorizada começou a ser utilizado na prática médica, Paul C. Lauterbur registrou em seu laboratório a ideia de utilizar gradientes de campos magnéticos nas 3 dimensões para a geração de imagens. O desenvolvimento da ideia resultou na "zeumatografia", termo que posteriormente foi substituído por "imagem de ressonância magnética" ou (MRI). A Figura 2.12 apresenta a primeira imagem publicada utilizando esta técnica, de 2 tubos contendo água.

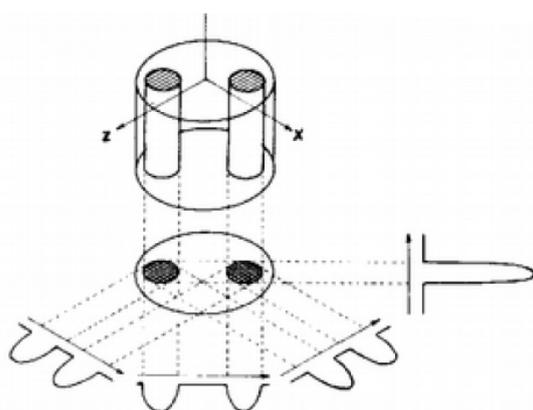


Fig. 1 Relationship between a three-dimensional object, its two-dimensional projection along the Y-axis, and four one-dimensional projections at 45° intervals in the XZ-plane. The arrows indicate the gradient directions.



Fig. 2 Proton nuclear magnetic resonance zeugmatogram of the object described in the text, using four relative orientations of object and gradients as diagrammed in Fig. 1.

Figura 2.12: À esquerda, explicação da técnica de projeções 2D utilizada, À direita a primeira imagem de ressonância magnética publicada (RINCK, 2018).

Lauterbur seguiu desenvolvendo a tecnologia em seu laboratório, sendo que a maioria das inovações na ressonância magnética atuais foram pensadas e trabalhadas por ele e sua equipe entre as décadas de 70 e 80. Dentre as principais pode-se citar melhorias no design das bobinas eletromagnéticas, transferência de magnetização, técnicas e imageamento 3D, agentes de contraste, imageamento do coração e pulmão e escaneamento com outros tipos de átomos além do hidrogênio (RINCK, 2018).

Nas décadas seguintes, contribuições de diversos países foram surgindo, melhorando o tempo de aquisição das imagens, introduzindo novos agentes de contraste, melhorando características do hardware e software de aquisição. Atualmente, é possível destacar as seguintes características das imagens produzidas por ressonância magnética:

- Resoluções de até 1024x1024 pixels - Nas imagens de Ressonância Magnética, a resolução é diretamente afetada pela relação ruído/sinal, ou seja, quanto maior for a resolução, mais ruído estará presente na imagem final, resultando em um aspecto granuloso. Resoluções de até 384x384 tem um nível bastante aceitável de ruído (BROWN; SEMELKA, 2010).
- Imagens com dimensões retangulares - as imagens de Ressonância Magnética podem variar muito em sua resolução, e nem sempre utilizam matrizes quadradas com a mesma quantidade de pixels na horizontal e vertical (SEIBERT, 2023 (accessed November 10, 2023)).
- Profundidade de níveis de cinza de 16 bits - Assim como as imagens de Tomografia Computadorizada, as imagens de Ressonância Magnética apresentam riqueza de níveis de cinza nos pixels obtidos, devendo ser utilizado algum algoritmo de janelamento ou compressão para visualizar faixas diferentes de profundidades de cinza (BROWN; SEMELKA, 2010) (SEIBERT, 2023 (accessed November 10, 2023)).
- Espessura das fatias extremamente pequena - dispositivos modernos conseguem capturar fatias com cerca de 0.05mm de espessura (BROWN; SEMELKA, 2010).

2.2.5 O Padrão DICOM/NEMA

Até a década de 80, não existia uma padronização de formato para armazenamento e compartilhamento das imagens geradas por dispositivos de Tomografia Computadorizada e Ressonância Magnética, fazendo com que cada fabricante desenvolvesse seu próprio formato fechado, ficando os arquivos inacessíveis fora do ambiente fornecido pelo fabricante. Para tentar solucionar esse problema, em 1983 foi formado um esforço conjunto entre a American College of Radiology (ACR) e a National Electrical Manufacturers Association (NEMA) para criar padrões eficientes que conseguissem suprir as necessidades de radiologistas, médicos e fabricantes de dispositivos (DICOM, 2023 (accessed November 10, 2023)).

Em 1985, foi lançado o primeiro padrão de transmissão de imagens ponto a ponto, o ACR-NEMA 300. Em 1988, foi lançada a segunda versão deste padrão, que começou a ter uma gradativa aceitação por parte dos fabricantes. Em 1990, o padrão ACR-NEMA 2.0 foi apresentado pela primeira vez na universidade de Georgetown, e posteriormente no encontro anual da Sociedade de Radiologia da América do Norte (DICOM, 2023 (accessed November 10, 2023)). A partir daí, foram sendo feitas diversas adições e revisões ao padrão nos anos subsequentes, sendo as principais:

- 1995 - adição de protocolos para ultrassom, angiografias por raio-x e medicina nuclear
- 2000 - relatórios, resultados analíticos e demais informações foram estruturados e incorporados ao padrão, tornando o padrão mais completo
- 2001 - mecanismos de segurança das mídias implementados, adicionados protocolos para mamografias assistidas por computador
- suporte a mídias DVD, adoção de formatos de imagem multi-frame para suportar a próxima geração de dispositivos
- 2004 - suporte a memória flash e usb, suporte a codec MPEG2 para vídeos
- 2008 - adicionado suporte de mamografia 3D
- 2009 - adicionado suporte a ultrassom 3D
- 2010 - adicionado suporte a planejamento cirúrgico

- 2011 - adicionado suporte a Blu-ray
- 2015 - Suporte a renderização via servidor, suporte a imagens oftálmicas wide-field adicionado, adicionado suporte a vídeo AVC/H.264 MPEG4
- 2016 - adicionado suporte ao codec HEVC/H.265 (MPEG4)
- 2017 - adicionado suporte a estados de apresentação para lidar com dados volumétricos 3D. Adicionado suporte a angiografia oftálmica OCT
- 2018 - adicionado suporte a formato STL de prototipação 3D

Atualmente, o padrão é largamente utilizado em dispositivos e softwares de visualização/edição de imagens médicas. É importante ressaltar que o padrão DICOM não trata apenas dos arquivos de imagens, mas também inclui protocolos para comunicação em rede, telemedicina, comandos padronizados em dispositivos, além de fornecer informações suplementares para cada tipo de exame suportado (DICOM, 2023 (accessed November 10, 2023)). Como o objetivo deste trabalho é restrito ao processamento e visualização das imagens médicas, não serão detalhados os demais módulos do padrão DICOM.

O formato DICOM para o armazenamento é estruturado em um arquivo binário, resumidamente, da seguinte maneira:

- Preâmbulo - um campo fixo de 128 bytes que pode ser usado pela aplicação para definir versões ou perfis da aplicação
- Prefixo DICOM - 4 bytes contendo os caracteres "DICM". Este campo é utilizado para identificar o arquivo como DICOM.
- Uma sequência de campos do cabeçalho identificando a natureza do arquivo (imagem, vídeo, ...), informando a sintaxe de interpretação do arquivo, bem como o tamanho total do arquivo.
- Um conjunto sequencial de tags, que são compostas por 2 sequências de 4 dígitos, como por exemplo a TAG (0008,0070) que é usada para armazenar o nome do fabricante do dispositivo que gerou o arquivo. Esse código permite ao software identificar o tipo e a quantidade de informações contidas naquela TAG,

de forma a implementar a forma correta de processamento daquela informação. Logo após o código da TAG, vem uma sequência de bytes com os dados representados por ela. Esse processo se repete até o final do arquivo.

Para o escopo do presente trabalho, será utilizado apenas um subconjunto das principais TAGS relacionadas às imagens geradas, que especificam a resolução, espaçamento entre as slices, correlação espacial (para utilização em medições), profundidade de níveis de cinza, exposição, entre outras.

2.3 A técnica TAVI

Esta seção tem como o objetivo analisar, de forma objetiva, o funcionamento e os diversos procedimentos necessários à execução da TAVI, de forma a identificar nessas rotinas, possibilidades de auxílio por técnicas de Realidade Misturada.

A Cirurgia de Implante de Válvula Aórtica Transcateter (TAVI) emergiu como uma técnica inovadora e menos invasiva para tratar a estenose aórtica, uma condição cardíaca grave que afeta milhões de pessoas em todo o mundo. Este procedimento revolucionário tem transformado o cenário da cardiologia, proporcionando benefícios significativos para pacientes considerados de alto risco para cirurgia convencional (ASSOCIATION, 2023 (accessed November 10, 2023)). No entanto, embora a TAVI tenha conquistado êxitos notáveis, desafios persistem, demandando constante aprimoramento e pesquisa.

A TAVI é uma técnica que envolve a sobreposição de uma válvula aórtica disfuncional de um coração por uma válvula sintética, por meio de um cateter inserido geralmente através da virilha ou do tórax, eliminando a necessidade de uma abertura no peito. Isso representa uma mudança significativa em comparação com a cirurgia de substituição valvar aórtica convencional, que requer uma incisão no peito e a utilização de circulação extracorpórea. A TAVI é frequentemente recomendada para pacientes idosos ou com múltiplas comorbidades, oferecendo uma opção terapêutica viável para aqueles que, de outra forma, seriam considerados de alto risco para a cirurgia tradicional (ASSOCIATION, 2023 (accessed November 10, 2023)).

2.3.1 Pontos Positivos da TAVI

- **Menos Invasivo:** A principal vantagem da TAVI é a sua abordagem menos invasiva. Ao evitar uma grande incisão no peito, os pacientes experimentam uma recuperação mais rápida e têm menor tempo de permanência hospitalar em comparação com a cirurgia convencional (OTTO; PRENDERGAST; REDWOOD, 2022).
- **Adequado para Pacientes de Alto Risco:** A TAVI se destaca como uma opção de tratamento viável para pacientes idosos ou com condições médicas subjacentes, que podem enfrentar riscos consideráveis com procedimentos cirúrgicos tradicionais (OTTO; PRENDERGAST; REDWOOD, 2022).
- **Melhora na Qualidade de Vida:** Muitos pacientes submetidos à TAVI relatam uma melhora significativa na qualidade de vida após o procedimento. A restauração eficaz da função valvar aórtica contribui para a redução de sintomas como fadiga, dispneia e dor no peito (OTTO; PRENDERGAST; REDWOOD, 2022).
- **Procedimento Rápido e Eficaz:** A TAVI é conhecida por sua eficiência, muitas vezes sendo realizada em um curto período de tempo. Isso minimiza o tempo total de exposição à anestesia, proporcionando benefícios adicionais para pacientes idosos (OTTO; PRENDERGAST; REDWOOD, 2022).

2.3.2 Desafios na Implementação da TAVI

- **Seleção Adequada de Pacientes:** Um dos desafios fundamentais é determinar quais pacientes são os candidatos ideais para a TAVI. A avaliação criteriosa é essencial para garantir que os benefícios superem os riscos, especialmente considerando a longevidade do dispositivo implantado (WEBB et al., 2022).
- **Complicações Vasculares:** A inserção do cateter pode causar complicações vasculares, como hematomas ou lesões arteriais. Minimizar essas complicações é crucial para o sucesso a longo prazo da TAVI (WEBB et al., 2022) (OTTO; PRENDERGAST; REDWOOD, 2022).
- **Vazamento Paravalvar:** O vazamento paravalvar, onde há uma fuga ao redor

da nova válvula, é uma complicação potencial que pode afetar a eficácia do procedimento. Estratégias aprimoradas de implante visam mitigar esse problema (WEBB et al., 2022) (OTTO; PRENDERGAST; REDWOOD, 2022).

- **Durabilidade das Válvulas:** A durabilidade a longo prazo das válvulas implantadas ainda é uma área de preocupação. Estudos contínuos estão investigando a durabilidade e a eficácia a longo prazo desses dispositivos (WEBB et al., 2022).

2.3.3 Etapas da TAVI

A TAVI é um procedimento complexo que visa tratar a estenose aórtica de forma menos invasiva em comparação com a cirurgia tradicional. A seguir, são detalhadas as diversas etapas envolvidas na realização de procedimentos TAVI.

Pré-Operatório

1. **Avaliação do Paciente:** Realização de uma avaliação abrangente do estado clínico do paciente, incluindo exames físicos, testes de imagem e avaliação de comorbidades.
2. **Seleção de Candidatos:** Identificação criteriosa dos pacientes elegíveis para a TAVI, considerando fatores como idade, estado de saúde geral e riscos associados à cirurgia convencional.
3. **Planejamento Radiológico:** Utilização de técnicas avançadas de imagem, como tomografia computadorizada (TC) e ecocardiografia, para mapear a anatomia cardíaca e vascular, facilitando o planejamento pré-operatório.
4. **Reunião Multidisciplinar:** Discussão em equipe envolvendo cardiologistas, cirurgiões cardíacos, radiologistas e anestesistas para avaliar e planejar a estratégia mais adequada para cada paciente.

Intraoperatório

1. **Acesso Vascular:** Introdução de um cateter através de um ponto de acesso vascular, comum na virilha ou no tórax, utilizando uma abordagem percutânea

ou cirúrgica minimamente invasiva.

2. **Posicionamento do Cateter:** Navegação do cateter até a aorta e, subsequentemente, à válvula aórtica, frequentemente com o auxílio de fluoroscopia e ecocardiografia transesofágica.
3. **Pré-Balonamento:** Inflação de um balão no interior da válvula aórtica para preparar o local e facilitar a expansão da nova válvula.
4. **Implante da Válvula:** Liberação controlada da nova válvula aórtica, frequentemente uma bioprótese montada em uma malha metálica, no local desejado.
5. **Pós-Balonamento (Opcional):** Opcionalmente, realização de um segundo balonamento para otimizar a expansão e a fixação da válvula.
6. **Avaliação Final:** Realização de testes intraoperatórios, incluindo ecocardiografia, para avaliar a função e a posição correta da nova válvula.

Pós-Operatório

1. **Monitoramento Intensivo:** Admissão do paciente na unidade de terapia intensiva (UTI) para monitoramento pós-operatório imediato.
2. **Gerenciamento da Recuperação:** Administração de cuidados intensivos e intervenções conforme necessário para garantir uma recuperação adequada.
3. **Avaliação Pós-Operatória:** Realização de exames de imagem, como ecocardiogramas, para avaliar a função da válvula aórtica e a resposta do paciente ao procedimento.
4. **Cuidados de Acompanhamento:** Estabelecimento de um plano de cuidados de acompanhamento para monitorar continuamente a saúde cardíaca do paciente e abordar quaisquer complicações potenciais.

2.3.4 O Futuro da TAVI

A TAVI representa uma conquista notável na cardiologia, oferecendo uma alternativa valiosa para pacientes com estenose aórtica de alto risco. Os benefícios, como a

recuperação mais rápida e a menor invasividade, são inegáveis. No entanto, desafios significativos persistem, exigindo pesquisas contínuas, aprimoramentos tecnológicos e uma compreensão mais profunda dos fatores que influenciam os resultados.

O futuro da TAVI parece promissor, com avanços constantes na seleção de pacientes, técnicas de implante e no desenvolvimento de dispositivos mais duráveis. A colaboração entre cardiologistas, cirurgiões, engenheiros e pesquisadores é crucial para superar os desafios remanescentes e garantir que a TAVI continue a ser uma opção acessível e eficaz para aqueles que necessitam de intervenção valvar aórtica.

2.4 Técnicas de Reconstrução 3D e Visualização Volumétrica

Esta seção apresenta um conjunto de técnicas para visualização volumétrica e reconstrução 3D dos tecidos imageados por Ressonância Magnética e Tomografia Computadorizada.

Tanto a Tomografia Computadorizada como a Ressonância Magnética produzem como resultado uma série de imagens contendo uma parte de interesse do corpo do paciente, onde cada imagem representa uma "fatia" espacial dos tecidos, com uma distância entre elas que pode ser tão pequena quanto 0,05mm entre fatias, ou de alguns milímetros em estudos mais simples ou com pouco tempo para aquisição. Utilizando técnicas de Computação Gráfica e Processamento de Imagem, é possível visualizar essas imagens como um objeto tridimensional emulado, bem como realizar reconstruções tridimensionais reais de determinadas áreas de interesse, a partir dos dados contidos nos pixels.

A reconstrução 3D de superfícies a partir dos dados das imagens médicas, é normalmente classificada por autores como sendo uma visualização indireta, pois os dados precisam ser bastante processados e manipulados para se extrair isosuperfícies tridimensionais que satisfaçam as condições de interesse (MANSSOUR; FREITAS, 2002). Tais técnicas, normalmente, geram modelos com dezenas de milhares (e até milhões) de polígonos, tornando a sua visualização em tempo real um desafio para sistemas computacionais mais modestos, como óculos de Realidade Virtual/Aumentada/Misturada e dispositivos móveis em geral. Alternativamente, existem técnicas de

visualização direta, que apesar de não produzirem uma malha tridimensional convencional, permitem a visualização tridimensional dos dados de uma forma mais leve e controlada.

Atualmente, é possível notar uma forte tendência nas principais aplicações de visualização das imagens médicas, de utilizarem técnicas de visualização volumétrica direta para a manipulação das imagens. Os resultados obtidos com utilização destas técnicas são muito agradáveis visualmente, pois permitem o uso de cores, transparência e algoritmos de sombreado, ao mesmo tempo entregando uma performance bastante otimizada para visualização e interação. Em casos de protótipos, próteses e demais aplicações que requeiram dimensões físicas precisas, as técnicas de reconstrução 3D ainda são insubstituíveis. Entretanto, é possível utilizar a visualização volumétrica como interface para seleção e prévia da reconstrução 3D definitiva, combinando assim os pontos fortes de cada tipo de técnica.

Dessa forma, esta seção se destina a explorar os principais algoritmos e técnicas de visualização volumétrica direta e indireta à partir de imagens médicas.

2.4.1 Algoritmos de Visualização Volumétrica Direta

Os algoritmos de visualização volumétrica direta se destacam pelo fato de não gerarem uma malha tridimensional convencional para representar as formas geométricas contidas nas imagens médicas. Ao invés disso, processam diretamente os dados contidos nas imagens, combinando-os em arranjos de pixels 2D sobrepostos que são denominados Voxels 3D. Esses arranjos podem então ser manipulados em um ambiente tridimensional, permitindo ao usuário inspecionar cada ângulo, aproximar e distanciar a visualização e, dependendo da implementação, realizar algumas tarefas adicionais como medições, seleção de pontos de interesse, cortes e seleção de contornos para reconstrução tridimensional (MANSSOUR; FREITAS, 2002). Dentre os principais algoritmos nessa classificação destacam-se os de Ray casting, Splatting, Shear-warp, Shell rendering e Cell-projection, que serão vistos em detalhes a seguir.

2.4.1.1 Ray Casting

O algoritmo de Ray Casting utiliza uma determinada janela de visualização e os dados volumétricos das imagens para criar uma projeção que será visualizada pelo usuário. Por cada pixel da janela de visualização, é lançado um raio em direção ao volume de dados. Esse raio vai atravessando os pontos do volume correspondentes à sua direção, e o pixel final é calculado como o resultado da média das densidades, cores, transparência e demais propriedades de cada amostra. Na grande maioria dos casos, as amostras disponíveis são limitadas e existem diversos espaços entre elas, então quando um raio passa por um desses espaços, é necessário realizar uma interpolação entre as amostras mais próximas para obter o valor que existiria naquele determinado ponto (LEVOY, 1988) (LEVOY, 1990). Como os raios são disparados do ponto de vista do observador, o cálculo da visualização é feito em tempo real, sendo necessário atualizá-lo pelo menos a cada alteração no ponto de vista do observador. Algumas otimizações são propostas pelo autor, como terminação adaptativa de raios em espaços vazios e divisão hierárquica do espaço em células, reduzindo dessa o custo computacional do algoritmo simples. A Figura 2.13 apresenta uma visão esquemática do funcionamento do algoritmo de Ray Casting básico.

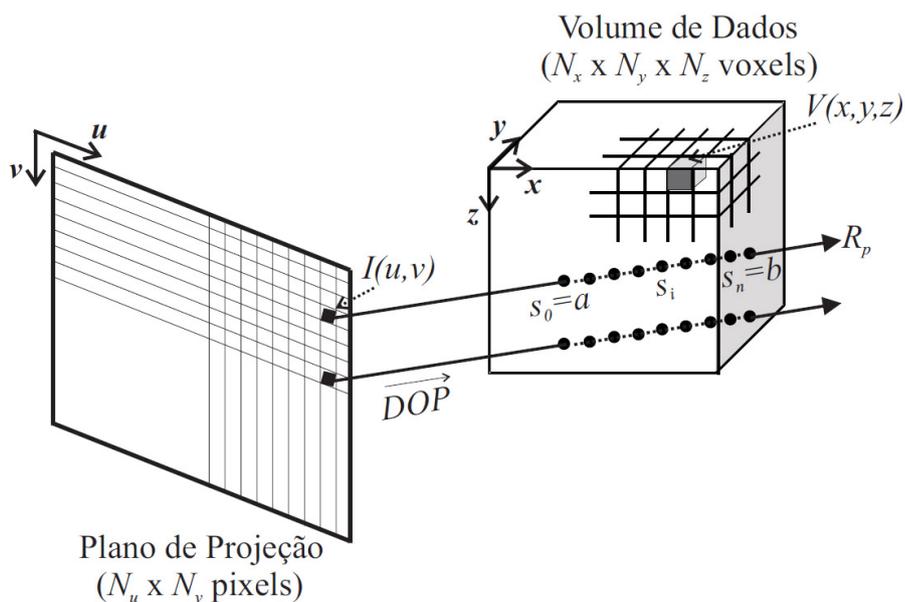


Figura 2.13: Esquema genérico do algoritmo de ray casting (MANSSOUR; FREITAS, 2002)

2.4.1.2 Splatting

O algoritmo de Splatting, ao contrário do Ray Casting, não reconstrói a visualização a partir das amostras originais. Ao invés disso, esse algoritmo na verdade projeta no espaço as amostras originais, e preenche os espaços entre elas interpolando localmente cada amostra com suas amostras vizinhas. Essa característica é importante pois permite fácil paralelização do algoritmo, ao mesmo tempo que também pode ser feita uma reconstrução de forma incremental (WESTOVER, 1990). A Figura 2.14 apresenta um exemplo de reconstrução feito com o algoritmo de Splatting, onde os kernels de reconstrução são interpolados com diferentes raios, indo desde um raio muito pequeno que deixa espaços vagos entre os kernels, até um raio muito grande que causa sobreposição e perda de detalhes entre os kernels.

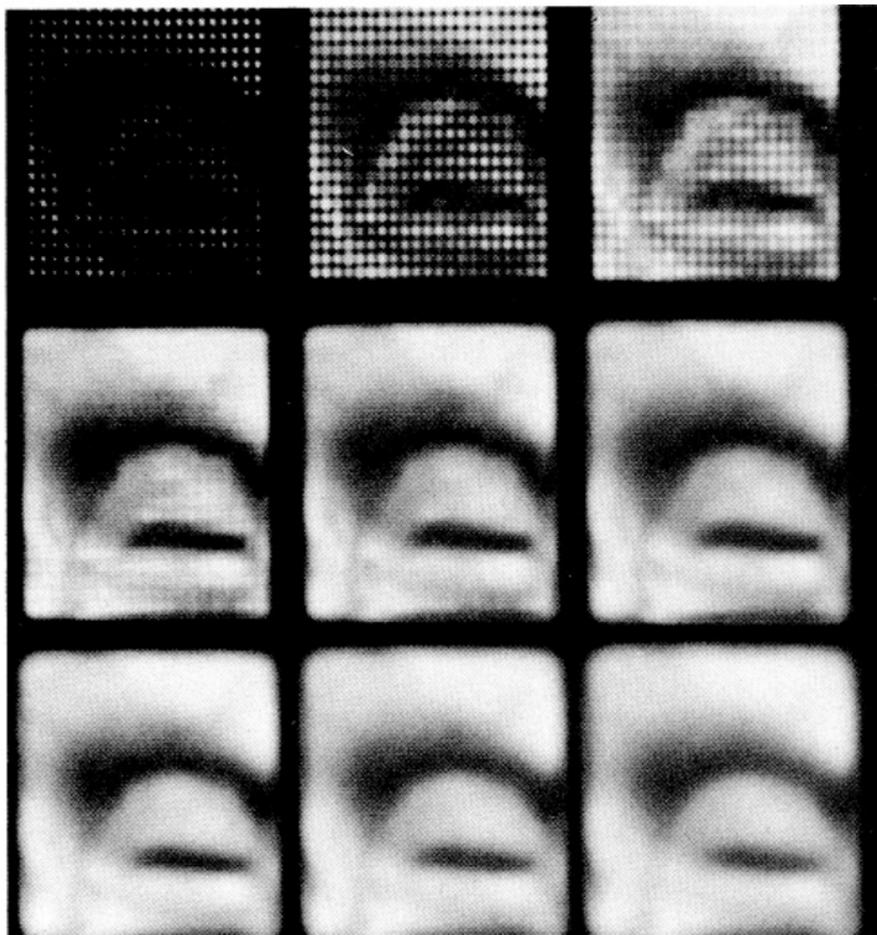


Figura 2.14: Reconstrução de um volume utilizando o algoritmo Splatt, com raios variáveis nos kernels (WESTOVER, 1990)

2.4.1.3 Shear-Warp

O algoritmo de Shear-Warp é uma versão altamente otimizada do ray-casting original. Este algoritmo consegue otimizar a fase de amostragem no volume, reduzindo os custos no acesso à memória (PREIM; BARTZ, 2007). Para gerar a visualização, este algoritmo inicia analisando o ponto de vista do observador e descobrindo o seu ângulo em relação ao volume de amostras a ser visualizado. A seguir, realiza um reposicionamento das fatias de amostras, de tal forma que se elimine o ângulo, deixando os raios do observador sempre perpendiculares ao conjunto de slices, o que facilita o processamento posterior das amostras. Se for desejada uma visualização com distorção de perspectiva, além do reposicionamento das slices, deve ser feita também uma operação de escala proporcional, de acordo com o ângulo de abertura da câmera virtual (LACROUTE; LEVOY, 1994). A Figura 2.15 demonstra este procedimento.

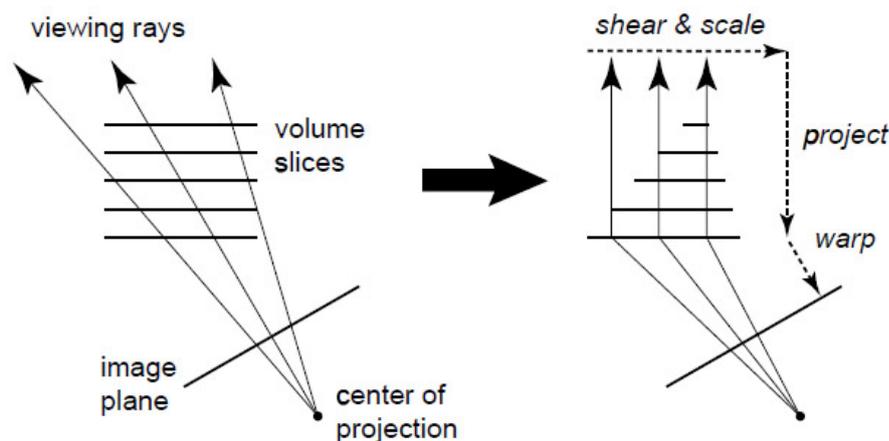


Figura 2.15: A fase inicial do algoritmo Shear-Warp (LACROUTE; LEVOY, 1994)

Após essa fase de alinhamento, as amostras de todas as slices são combinadas e formam uma imagem intermediária, distorcida. Essa imagem intermediária é então reamostrada e corrigida para formar a visualização final. A Figura 2.16 apresenta as etapas finais do algoritmo, bem como um exemplo de imagens intermediárias e finais.

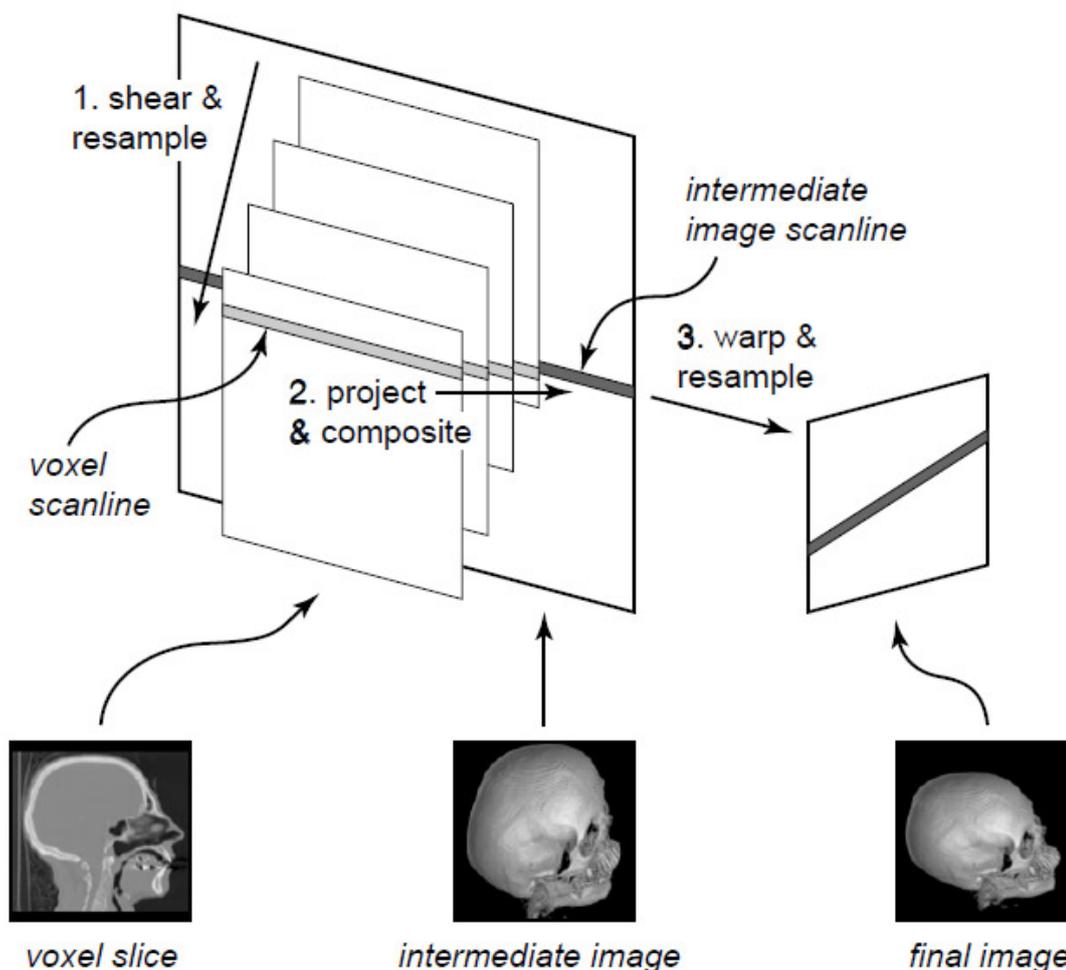


Figura 2.16: A fase inicial do algoritmo Shear-Warp (LACROUTE; LEVOY, 1994)

2.4.1.4 Shell Rendering

Este algoritmo utiliza uma abordagem de projeção de voxels, com diversas otimizações para reduzir o custo computacional.

Inicialmente o algoritmo divide o espaço de projeção em uma espécie de grade tridimensional uniforme, contendo as amostras do volume a ser visualizado. Para uniformização dessa grade, pode ser necessário realizar reamostragem em um ou mais eixos. Ao final dessa primeira fase, o volume pode ser subdividido em cubos uniformes, denominados voxels, cada um representando um subconjunto do volume total (UDUPA; ODHNER, 1993).

Após a subdivisão do volume, diversas otimizações reduzem o custo computacional do processamento da visualização. Uma delas é uma matriz de opacidade, que é

calculada em tempo real, de acordo com a o ângulo de visualização do observador, e determina quais voxels serão utilizados no cálculo da visualização final. Por exemplo, se existirem voxels com elementos de opacidade alta bloqueando a visualização de um voxel atrás, esse voxel é excluído do cálculos. Esse cálculo é determinado por um limiar que pode ser alterado, de maneira a controlar o nível de otimização do algoritmo. Dessa forma, só entra no cálculo o que efetivamente for visualizado pelo usuário, numa abordagem que lembra de certa forma uma aproximação poligonal do volume. Em visualizações com volumes densos e uniformes, o grau de otimização pode ser bastante alto (UDUPA; ODHNER, 1993).

A Figura 2.17 apresenta um exemplo de otimização de opacidade, onde o voxel v está sendo ocultado pelos voxels v_1 e v_2 que têm alta opacidade, sendo portanto descartado nos cálculos da visualização final relativa a um determinado ângulo do observador.

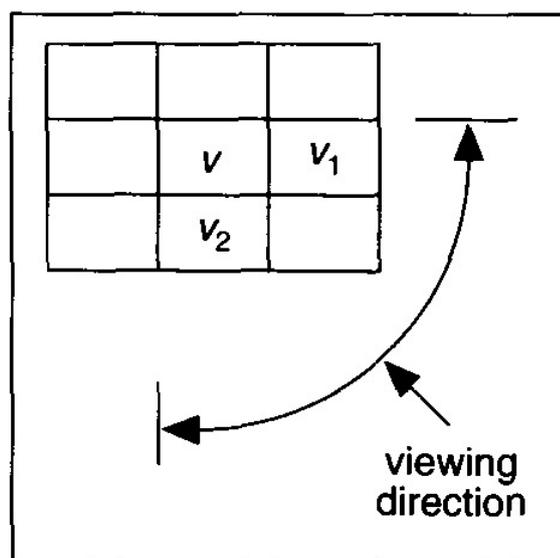


Figura 2.17: Otimização de opacidade do algoritmo Shell Rendering (UDUPA; ODHNER, 1993)

2.4.1.5 Cell-Projection

Assim como os algoritmos anteriores, o algoritmo de Cell-Projection utiliza uma técnica que projeta os voxels de forma otimizada para melhorar a performance da visualização volumétrica. Neste algoritmo, o volume é dividido em células, que são

calculadas de acordo com o ângulo de visualização do observador, sendo que o algoritmo originalmente prevê uma visualização isométrica. Para gerar cada célula, são utilizados de 1 a 7 polígonos, de acordo com o ângulo do observador (WILHELMS; GELDER, 1991). a Figura 2.18 apresenta as diversas possibilidades de criação de células.

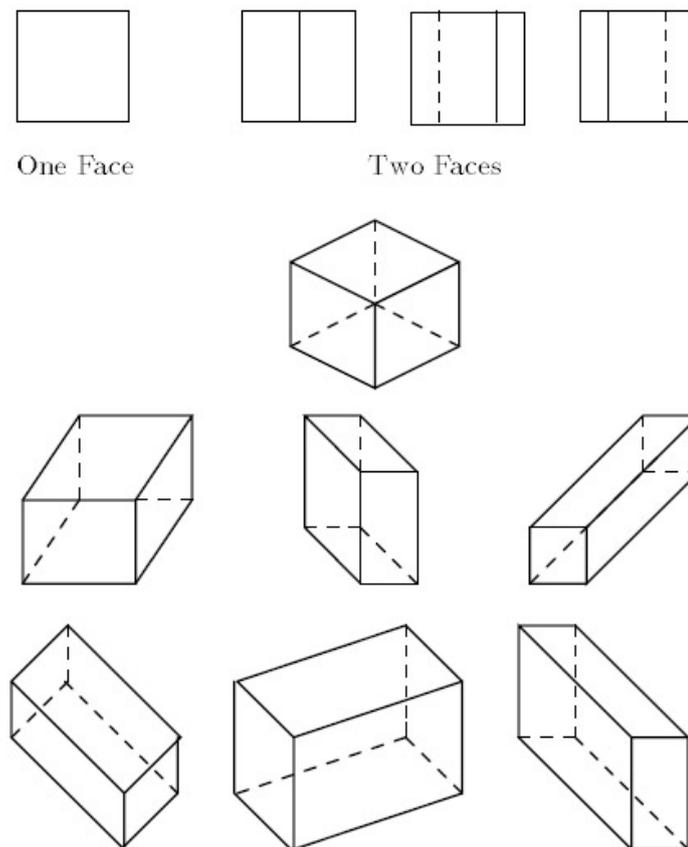


Figura 2.18: Possibilidades do Mapeamento de células no algoritmo Cell-Projection (WILHELMS; GELDER, 1991)

Células adjacentes podem ter otimizações para reaproveitamento de faces em comum. Após a determinação das células, cada uma delas é mapeada com as intensidades de cor e opacidade do volume mais próximas às da célula. Pontos que acontecem entre as amostras são calculados por interpolação (WILHELMS; GELDER, 1991).

2.4.2 Algoritmos de Visualização Volumétrica Indireta

Os algoritmos de visualização indireta de volumes, ao contrário daqueles de visualização direta, não exibem diretamente o volume, mas realizam um processamento

que busca uma reconstrução tridimensional física de superfícies, com base nos dados contidos no volume. Pelo fato da natureza das superfícies 3D serem uma espécie de "casca oca", é necessário realizar uma etapa elaborada de segmentação das partes a serem visualizadas como superfícies 3D. Esta segmentação, normalmente, é feita utilizando técnicas clássicas de processamento de imagens, como threshold, contraste e histogramas, utilizando como base uma certa faixa de densidades amostradas no volume. O resultado visualizado é então uma pequena faixa do volume original de amostras, sendo portanto necessário realizar diversas segmentações distintas para incluir na visualização final outras densidades e tecidos.

Em imagens médicas, dependendo do objetivo do exame, é utilizado um composto de contraste que é ingerido ou injetado no paciente na fase de amostragem das imagens, de tal sorte que as partes onde o contraste passa sejam realçadas na captura da imagem, pois o mesmo apresenta densidades elevadas em relação aos tecidos.

Após a segmentação, são utilizadas diversas técnicas para reconhecimento da geometria representada por cada "slice" do volume e sua interconexão com as demais slices, destacando-se os algoritmos de detecção de contornos e os de extração de isosuperfícies, que serão detalhados a seguir.

2.4.2.1 Geração de Isosuperfícies - Marching Cubes

O principal algoritmo utilizado para a geração de isosuperfícies é o Marching Cubes (LORENSEN; CLINE, 1987). Este algoritmo utiliza a técnica de "dividir para conquistar" de modo a extrair uma isosuperfície 3D a partir das diversas slices de amostras em um volume.

A primeira etapa do algoritmo é a segmentação, onde é selecionada e filtrada uma determinada faixa de densidades a serem reconstruídas tridimensionalmente. Após essa etapa o algoritmo utiliza os dados processados para reconstruir uma isosuperfície tridimensional.

A reconstrução feita pelo algoritmo de Marching Cubes divide o espaço de amostragem em cubos, utilizando para isso 4 pixels de uma slice, e mais 4 pixels da próxima slice no volume. Esses 8 pixels são analisados pelo algoritmo para determinar a criação dos triângulos tridimensionais daquele ponto específico. Cada vértice do cubo recebe um valor lógico de 1 (um) se houver um pixel do volume contido naquele ponto,

ou 0 (zero), caso não exista pixel naquele ponto. Com isso é determinada a topologia de cada cubo, sendo que as interseções entre eles são calculadas e eliminadas posteriormente (LORENSEN; CLINE, 1987).

Como cada cubo tem 8 vértices, existem um total de 256 possibilidades de topologias (2^8), mas o seu cálculo individual pode levar a diversos erros. Utilizando as propriedades de simetria complementar e rotacional, é possível reduzir essa quantidade original para apenas 14 casos. A Figura 2.19 apresenta cada um desses casos, mostrando os vértices e a geometria gerada por cada possibilidade.

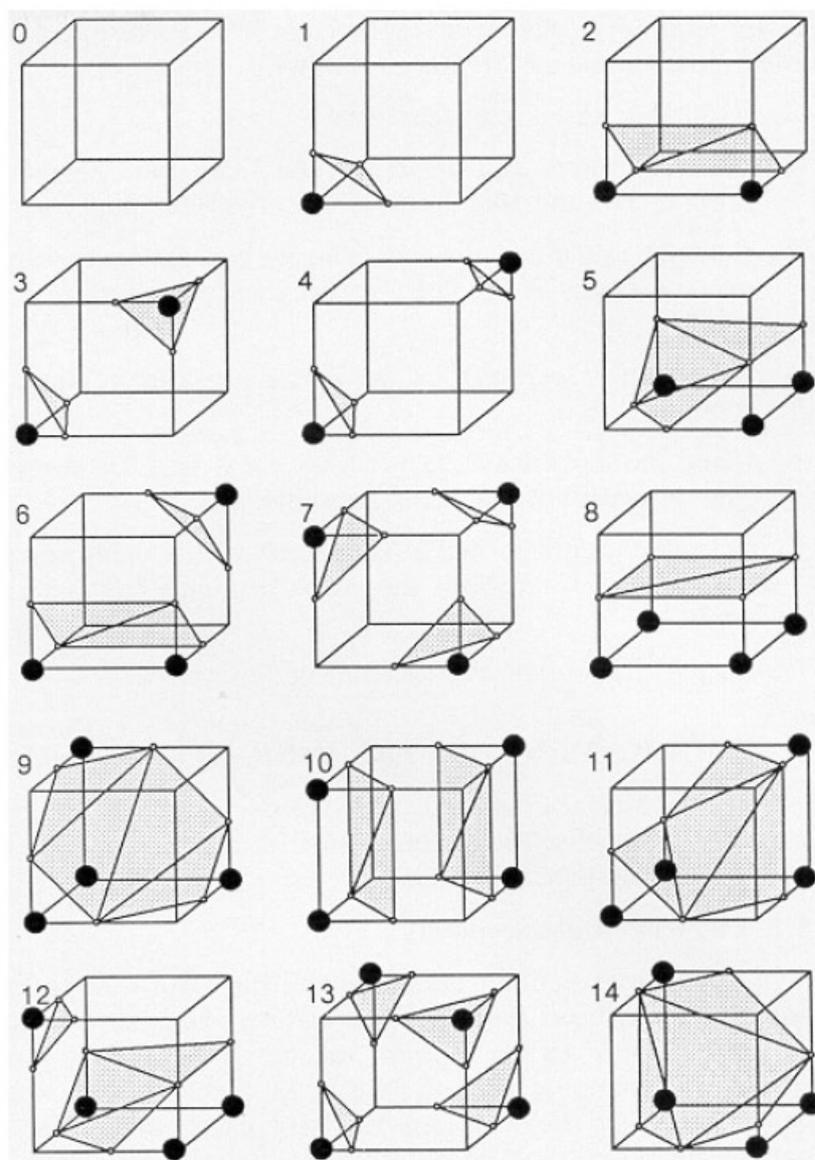


Figura 2.19: As 16 possibilidades de geração de topologia do algoritmo Marching Cubes (LORENSEN; CLINE, 1987)

4 Cada um desses casos tem seus vértices numerados, de forma a serem posteriormente utilizados em uma tabela pré-calculada de interseções entre as arestas a serem geradas, eliminando assim a geometria ambígua.

O último passo do algoritmo é calcular as normais das faces, utilizando uma interpolação entre as interseções das arestas, de modo a permitir que o modelo final seja sombreado pelo algoritmo de Gouraud.

A Figura 2.20 apresenta um exemplo de superfície obtida com a utilização do algoritmo de Marching Cubes.

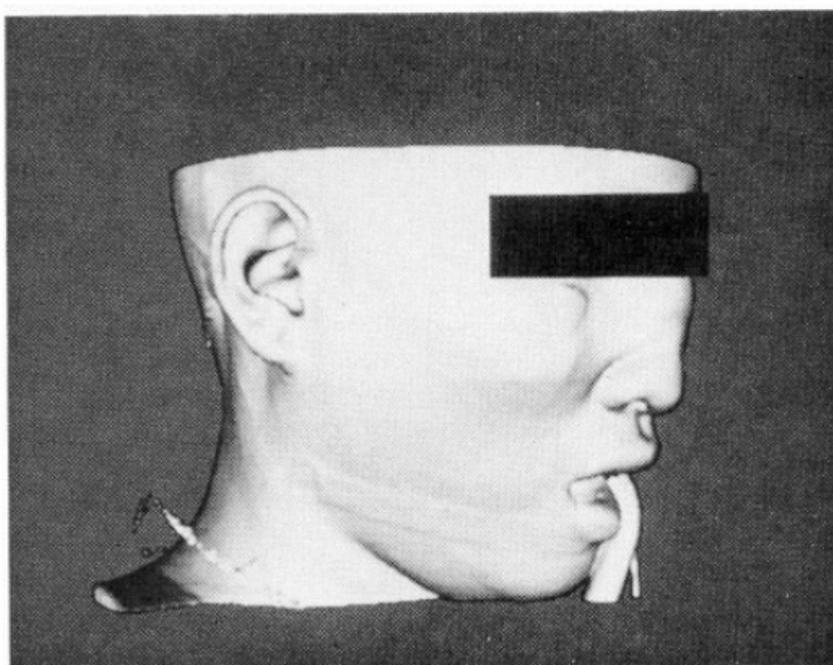


Figura 2.20: Visualização de tecidos moles em uma isosuperfície produzida pelo algoritmo Marching Cubes (LORENSEN; CLINE, 1987)

As isosuperfícies produzidas pelo algoritmo original são extremamente detalhadas, pois como foi demonstrado, cada cubo é composto por 8 pixels da amostra original. Esse nível de detalhe resulta em modelos que tipicamente chegam a milhões de faces triangulares, que mesmo para os padrões atuais de hardware são difíceis de serem manipulados em tempo real, especialmente em dispositivos de menor porte como óculos de Realidade Virtual e Holografia Computacional. Algumas otimizações foram propostas nesse aspecto, como a de (SHEKHAR et al., 1996), que descreve uma otimização poligonal no resultado, utilizando para tanto octrees.

O algoritmo também é conhecido por gerar alguns problemas nas faces em al-

guns casos, como buracos na superfície, pois algumas combinações entre os 14 casos originais podem gerar ambiguidades que levam a esses erros. Uma das melhorias nesse aspecto foi proposta por (NIELSON; HAMANN, 1991), que introduz uma tomada de decisão assintótica baseada na interpolação bilinear entre as faces, modificando os 14 casos originais de forma a eliminar o problema de geração de triângulos incorretamente.

Atualmente, a maioria das aplicações acadêmicas e comerciais ainda utiliza alguma variação otimizada ou não do algoritmo Marching Cubes para gerar modelos tridimensionais. É importante ressaltar que o algoritmo estava sob patente internacional até alguns anos atrás, o que impedia de certa forma a sua livre utilização em aplicações acadêmicas.

2.4.2.2 Conexão de Contornos Planares

Esta classe de algoritmos busca reconhecer, através de técnicas de Processamento de Imagem, os contornos geométricos existentes em cada slice de um volume, e posteriormente, conectá-los de forma a gerar sólidos tridimensionais.

Um dos primeiros algoritmos propostos nessa área foi o de (FUCHS; KEDEM; USELTON, 1977). Neste algoritmo, já se considera que exista uma sequência bem definida de contornos, não sendo, portanto, definida a etapa pré-processamento das imagens e de segmentação. O algoritmo também assume para simplificação que exista apenas um único sólido presente nos contornos das slices. O primeiro passo então é traçar os pontos de cada contorno, fazendo uma varredura em sentido horário. São propostas algumas otimizações onde pontos redundantes que formem linhas retas sejam eliminados para diminuir a quantidade de pontos no contorno. O próximo passo é realizar a interconexão entre 2 contornos distintos. Isso é feito utilizando faces triangulares que são criadas conectando os pontos dos 2 contornos. Para realizar corretamente esta interconexão, visto que cada contorno terá provavelmente uma quantidade distinta de pontos, é utilizada uma técnica onde cada possível sequência de conexões é mapeada para um grafo guiado. A possibilidade com menos custos de percurso de um ponto a outro é escolhida como a ideal. O resultado é uma superfície tridimensional bem definida onde se nota facilmente a organização dos contornos horizontalmente, e as ligações entre os mesmos verticalmente. A Figura 2.21 apresenta

um modelo tridimensional de cabeça humana obtido com a utilização desse algoritmo.

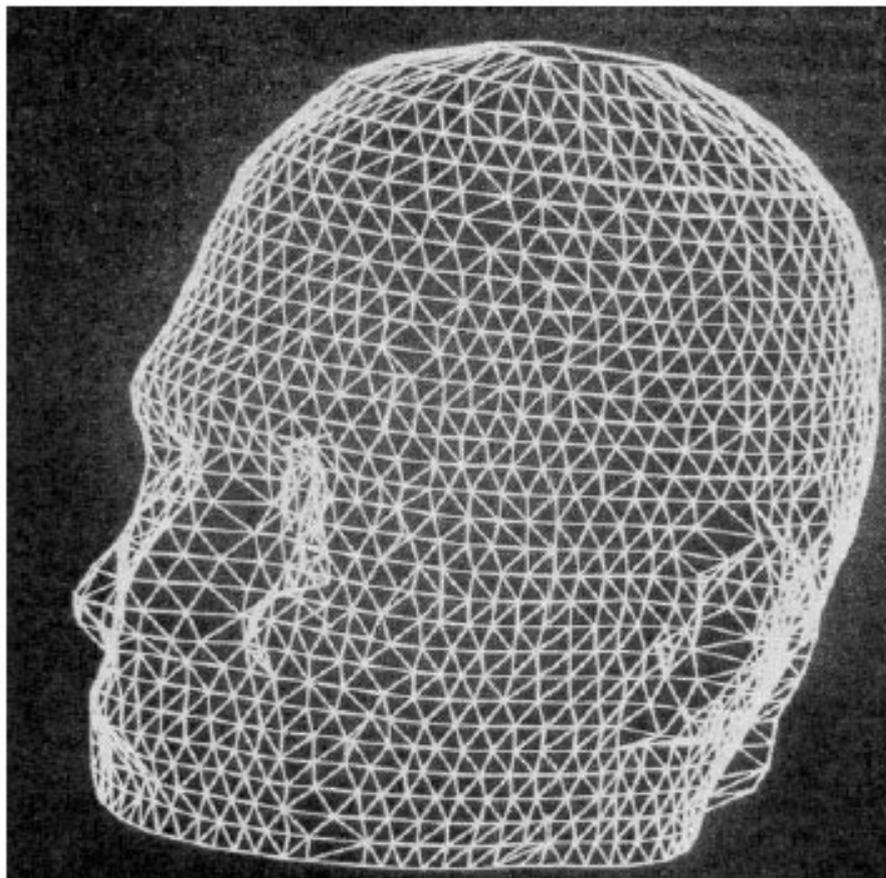


Figura 2.21: Um modelo de cabeça humana reconstruído a partir do algoritmo de (FUCHS; KEDEM; USELTON, 1977)

2.5 Interfaces Naturais de Interação

Desde o início do desenvolvimento dos computadores, as interfaces de interação foram sendo alteradas gradativamente, de modo a melhorar a experiência do usuário. Porém, mesmo atualmente, as interfaces ainda exigem uma metáfora de interação que precisa ser aprendida pelo usuário, de forma a ter uma experiência satisfatória.

Dispositivos como teclado e mouse exigem um período de treinamento e adaptação, e suas formas de interação (cliques, pressionamentos de teclas) não são as mesmas que o ser humano utiliza no mundo real. Por exemplo, para pegar um objeto no mundo real, a pessoa direciona o seu campo de visão a esse objeto, se movimenta até que o objeto esteja ao alcance das mãos e então direciona uma das mãos para pe-

gar o objeto. Em um jogo de computador, esse mesmo procedimento teria que utilizar diversas metáforas de interação, como um comando de teclado para andar até o objeto, a utilização do mouse para ajuste do ponto de visão, e por fim um novo comando de teclado/mouse para pegar o objeto, visualizando uma mão virtual. O domínio de todas estas etapas, inevitavelmente demanda um certo tempo de treinamento, e mesmo assim a experiência final não é completamente adequada.

Para melhorar a experiência de interação do usuário, algumas interfaces alternativas têm sido desenvolvidas, com o objetivo de buscar uma interação mais natural entre o usuário e o computador. É importante esclarecer que estas interfaces se guiam por premissas distintas. Algumas tentam complementar o ambiente real com elementos virtuais, enquanto outras vão na direção contrária, isolando o usuário do ambiente real e apresentando a ele somente elementos virtuais. A Figura 2.22 apresenta um diagrama onde cada interface é situada neste contexto.

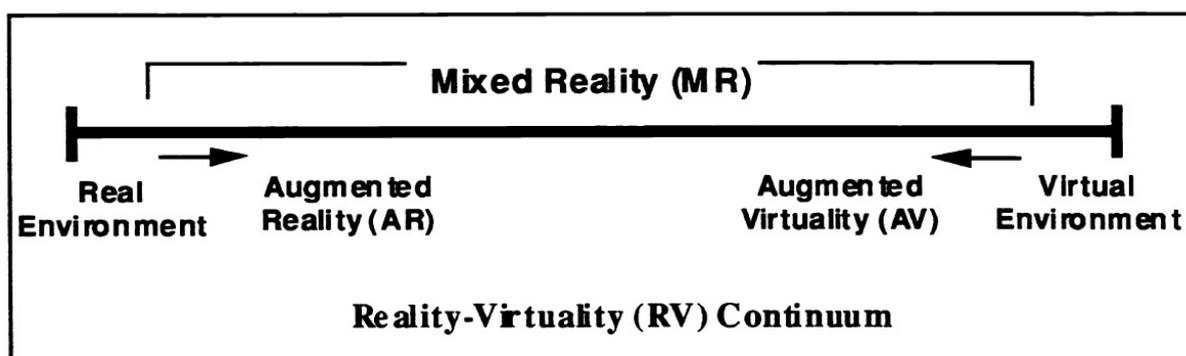


Figura 2.22: Continuum da Realidade Virtual. Da esquerda para a direita: Ambiente real, Realidade Aumentada, Virtualidade Aumentada e Ambiente Virtual (MILGRAM et al., 1995)

Além das interfaces expostas no diagrama, é possível adicionar a Holografia Computacional, que surgiu recentemente com a criação do dispositivo Hololens da Microsoft (TORI; HOUNSEL, 2018). A seguir, estas interfaces serão vistas com mais detalhamento.

2.5.1 Realidade Virtual

O próprio nome Realidade Virtual pode, a princípio, parecer contraditório, pois como algo pode ser ao mesmo tempo real e virtual? Porém, os ambientes gerados

por essa técnica são, em certos aspectos, reais sim, pois apesar de serem construídos artificialmente, podem ser percebidos pelos sistemas sensoriais do ser humano da mesma forma que os elementos do mundo físico real, podendo proporcionar emoção, prazer, diversão, medo e diversas outras sensações (TORI; HOUNSEL, 2018).

A tecnologia atual permite, com baixo custo, o acesso a ambientes virtuais de alta qualidade, e com um excelente nível de interatividade e imersividade. Utilizando apenas um smartphone e um óculos de papelão é possível experimentar sensações antes restritas a dispositivos caríssimos e pouco divulgados. Apesar disso, a maioria dos conceitos e técnicas permanecem similares aos das gerações anteriores de Realidade Virtual (TORI; HOUNSEL, 2018).

Um dos principais conceitos da Realidade Virtual é a separação entre o virtual e o real. O elemento real é definido como algo pertencente à realidade do usuário. Assim, um computador, um copo de café, e o próprio corpo da pessoa são elementos reais. Já o virtual é tudo que é gerado, sintetizado pelo computador, e pode ser experimentado utilizando algum dispositivo (TORI; HOUNSEL, 2018).

Conforme foi definido por (MILGRAM et al., 1995) e apresentado na Figura 2.22, a Realidade Virtual está no extremo direito do diagrama, ou seja, prevê um alto grau de isolamento do usuário em relação ao ambiente real, fazendo com que ele esteja imerso em um contexto quase totalmente virtual. O grau desse isolamento, de imersão no ambiente virtual, vai estar diretamente associado ao tipo de dispositivos e tecnologias utilizados para experienciar a aplicação, representados nos seguintes itens (TORI; HOUNSEL, 2018):

- Qualidade da imagem - envolve elementos de resolução, realismo, frequência de atualização, níveis de detalhe, qualidade no mapeamento e captura das texturas;
- Campo de visão - o campo visual angular que o usuário consegue ter à sua disposição para interagir com a aplicação;
- Estereoscopia - capacidade da aplicação de prover imagens distintas para cada um dos olhos, gerando o efeito de estereoscopia e emulando a sensação de profundidade;
- Rastreamento - graus de liberdade na interação, tempo de resposta, tipos de movimentos e ações rastreáveis pelo sistema;

Para que a experiência de Realidade Virtual seja possível, é necessário um conjunto de elementos interagindo em tempo real, de maneira imperceptível ao usuário final. A Figura 2.23 apresenta uma arquitetura para um sistema de Realidade Virtual.

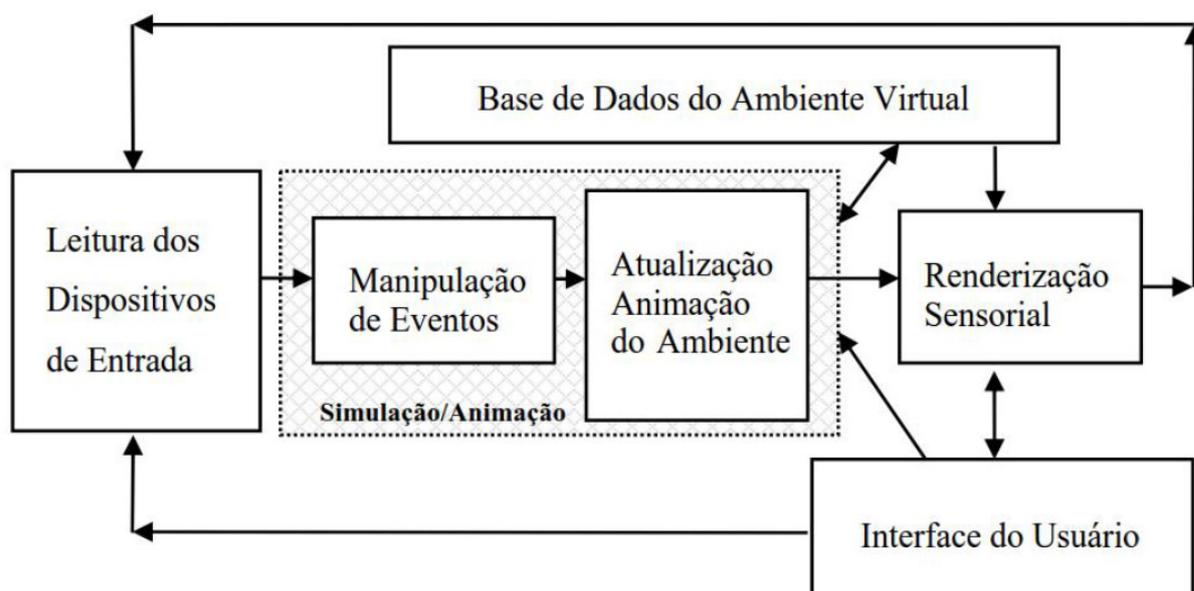


Figura 2.23: Arquitetura de um sistema de Realidade Virtual (TORI; HOUNSEL, 2018)

O ciclo de processamento de um sistema de Realidade Virtual pode ser resumido em: leitura dos dados dos dispositivos de entrada, execução da simulação/animação e renderização sensorial. Para que a sensação de um sistema como esse seja de boa qualidade, é necessário que o ciclo de processamento não ultrapasse limites perceptíveis ao ser humano, sendo que normalmente é convencionado um valor de latência inferior a 20 milissegundos (TORI; HOUNSEL, 2018).

Como as aplicações podem ser executadas em diferentes configurações de hardware, é necessário realizar otimizações e adaptações, dependendo da capacidade dos dispositivos utilizados. Por exemplo, um modelo tridimensional com 1 milhão de polígonos dificilmente será executado com fluidez em um dispositivo móvel de médio porte, sendo necessário otimizá-lo, reduzindo sua contagem de polígonos e resolução de texturas.

Como foi mencionado anteriormente, a Realidade Virtual pode fornecer diferentes graus de imersão, de acordo com os dispositivos e tecnologias utilizados pelo sistema. Por exemplo, um sistema tradicional baseado em um computador, com tela, mouse e teclado como dispositivos de interação, pode ser considerado um sistema

não imersivo, pois o usuário continua tendo acesso em grande parte aos elementos do ambiente real enquanto experimenta a aplicação. Já sistemas mais avançados podem utilizar Óculos avançados de Realidade Virtual, que conseguem isolar do mundo real completamente o campo visual do usuário, bem como fornecer estereoscopia para emular a sensação de profundidade, e ainda rastrear o movimento da cabeça/olhos do usuário e gerar uma resposta adequada da aplicação. Adicionalmente, os dispositivos de interação podem ser também avançados, como luvas hápticas, dispositivos com giroscópios para rastreamento de movimentos, e até mesmo dispositivos que rastreiam completamente o movimento corporal do usuário. Toda essa sorte de dispositivos, quando bem utilizada, pode ampliar grandemente a sensação de imersão na aplicação (TORI; HOUNSEL, 2018). A Figura 2.24 apresenta 2 exemplos de sistemas de Realidade Virtual.



Figura 2.24: Sistemas de Realidade Virtual: à esquerda um sistema convencional não imersivo (GAME, 2023 (accessed November 10, 2023)), à direita um sistema imersivo com óculos e dispositivos de interação (VERGE, 2023 (accessed November 10, 2023))

Sistemas de Realidade Virtual simples já existem há bastante tempo, sendo amplamente representados por jogos de computador e consoles de videogames, além de aplicações de engenharia e simulações científicas.

2.5.2 Realidade Aumentada

Mesmo com todo o aparato tecnológico disponível atualmente, a Realidade Virtual verdadeiramente imersiva ainda é muito cara e complexa, sendo que predominam

na prática os sistemas mais simples e baratos, tais como consoles de videogame e sistemas de computador com interação por mouse e teclado.

Uma das críticas à Realidade Virtual é justamente esse problema com os dispositivos, pois nenhum deles ainda é totalmente natural em suas formas de interação. Além disso, o isolamento total do usuário em relação ao ambiente real nem sempre é algo desejável, podendo até mesmo ocasionar acidentes quando o nível alcançado de imersão na aplicação é tal que o usuário acaba realizando algum movimento físico interagindo com a aplicação e esbarra em objetos do mundo real. Existem muitos exemplos de situações acidentais como essa disponíveis em vídeos na internet.

Uma alternativa a essas limitações da Realidade Virtual, ainda com o objetivo de prover uma interação homem-máquina natural é a Realidade Aumentada.

A Realidade Aumentada introduz no ambiente real do usuário, alguns elementos virtuais, enriquecendo-o e permitindo uma interação mais simples e menos dependente de dispositivos que a Realidade Virtual. As metáforas de interação utilizadas podem ser naturais, como mover objetos com as mãos, realizar gestos e utilizar comandos de voz para disparar ações predefinidas (TORI; HOUNSEL, 2018) (KATO; BILLINGHURST, 2020).

Para que a mistura entre os elementos do ambiente real e virtual seja feita com qualidade, um sistema de Realidade Aumentada precisa ser capaz de rastrear de alguma forma a posição dos objetos virtuais, bem como o ângulo de visualização do usuário, recalculando a apresentação visual dos elementos virtuais para que ela esteja bem integrada ao ambiente real (TORI; HOUNSEL, 2018) (TANG; BILLINGHURST; NEE, 2021).

Para posicionar os objetos virtuais no ambiente real, uma das alternativas historicamente mais utilizadas são marcadores, que nada mais são que objetos físicos impressos com alguma marcação que será posteriormente reconhecida via processamento de imagens. Esses marcadores podem ser monocromáticos contendo alguma figura representativa, monocromáticos contendo um código QRPO, ou também marcadores coloridos com elementos visuais comuns como fotos, que também podem ser reconhecidos por processamento de imagens. Esses marcadores podem ter diversos tamanhos, e são posicionados no mundo real de tal forma que sejam visualizados pelas câmeras que irão compor o sistema de Realidade Aumentada (TORI; HOUNSEL,

2018). A Figura 2.25 apresenta alguns exemplos de marcadores.

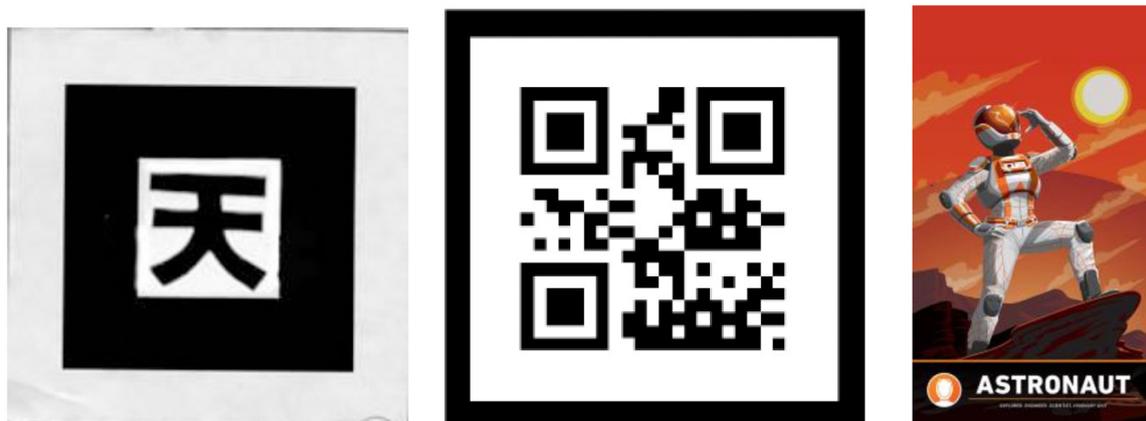


Figura 2.25: Marcadores para Realidade Aumentada: à esquerda um marcador monocromático simples com figura de identificação (TORI; HOUNSEL, 2018), no centro um marcador com código QRPO (TORI; HOUNSEL, 2018), à direita um marcador de imagem colorida (VUFORIA, 2023 (accessed November 10, 2023))

Além dos marcadores, podem ser utilizados outros recursos, como por exemplo sensores, acelerômetros e giroscópios, de forma a sincronizar os objetos virtuais e as interações do usuário com o ambiente real (TANG; BILLINGHURST; NEE, 2021).

Do mesmo modo que a Realidade Virtual, a forma como o usuário experiencia a Realidade Aumentada também possui diversas variantes tecnológicas, cada qual com suas vantagens e desvantagens, sendo elas:

- Baseada em Monitores - pode utilizar monitores ou telas de projeção fixas. A câmera de captura também é colocada em um ponto fixo do cenário, e o usuário interage com o ambiente olhando para a tela de projeção, enxergando assim a captura do ambiente real somada aos elementos virtuais. Esse é o tipo mais simples de sistema, com baixos custos de implementação, sendo porém prejudicado pela forma indireta de visualização (TANG; BILLINGHURST; NEE, 2021) (TORI; HOUNSEL, 2018);
- Visada ótica direta - um sistema que consiste em um dispositivo de visualização semitransparente, que permite a visualização direta do ambiente real, e ao mesmo tempo combina os elementos virtuais ao ambiente real. Esse é o tipo mais caro e complexo de sistema, pois exige hardware muito especializado e es-

pecífico para sua utilização (TANG; BILLINGHURST; NEE, 2021) (TORI; HOUNSEL, 2018);

- visão por vídeo - Esse sistema consiste em uma espécie de capacete com uma câmera combinada com 2 monitores de vídeo para os olhos. O usuário enxerga o vídeo capturado pela câmera já combinado com os elementos virtuais. A vantagem desse sistema é que o seu custo atualmente não é tão elevado, podendo até ser utilizado um smartphone em conjunto com um suporte simples para a cabeça, e também porque a câmera está posicionada em frente aos olhos, capturando de forma natural o movimento da cabeça e pescoço do usuário e reproduzindo isso no visor. A desvantagem é que o campo visual da câmera é mais limitado que o real do olho humano, podendo haver um certo desconforto no resultado (TANG; BILLINGHURST; NEE, 2021) (TORI; HOUNSEL, 2018).
- Projeção - Nesse sistema, os objetos virtuais são projetados diretamente sobre superfícies 3D, não havendo necessidade de o usuário utilizar nenhum dispositivo especial para visualizar os resultados. Esse tipo de sistema é muito útil para mostrar a estrutura interna de objetos sem precisar desmontá-los (TANG; BILLINGHURST; NEE, 2021) (TORI; HOUNSEL, 2018).

A Figura 2.26 apresenta um exemplo de cada tipo de visualização nos sistemas de Realidade Aumentada



Figura 2.26: Sistemas de Visualização em Realidade Aumentada: a) Baseada em monitores (ZORZAL; BUCCIOLI; KIRNER, 2005), b) Visada ótica direta (ARTOOLKIT, 2023 (accessed November 10, 2023)), c) Visão por vídeo (EDGY, 2023 (accessed November 10, 2023)), d) Projeção (MIT, 2023 (accessed November 10, 2023)).

Dentre os tipos de visualização citados, merece destaque o sistema de Visada ótica direta, pois recentemente, com o surgimento de dispositivos como o Hololens da

Microsoft, foram possibilitados muitos novos conceitos e técnicas, que tem especial aderência à proposta de utilização no auxílio à cirurgias.

2.5.3 Realidade Misturada

A Realidade Misturada (RM) é uma abordagem inovadora na interseção entre o mundo físico e o virtual, representando uma evolução significativa em relação à Realidade Aumentada (RA). Enquanto a RA se baseia em sobreposição de elementos virtuais ao ambiente físico, a RM vai além, integrando de forma mais profunda esses elementos, proporcionando uma experiência imersiva e interativa mais complexa (AZUMA, 2019).

A Realidade Misturada é caracterizada pela sobreposição de objetos digitais ao ambiente físico, permitindo interações dinâmicas entre os elementos reais e virtuais. Ao contrário da Realidade Aumentada, que geralmente se limita a sobrepor informações gráficas à visão do usuário, a RM busca integrar digital e fisicamente objetos, criando um ambiente híbrido e interativo.

Quanto às formas de visualização, a princípio a Realidade Misturada pode compartilhar os mesmos tipos de dispositivos da Realidade Aumentada, porém utilizando uma maior quantidade de sensores e aparatos que permitam o reconhecimento e interação com os objetos do ambiente real.

Dentre as principais Características da Realidade Misturada, é possível destacar:

- **Integração Profunda de Elementos** - A RM se destaca pela integração profunda de elementos virtuais ao ambiente físico. Em vez de simplesmente sobrepor informações visuais, a RM busca unificar digital e fisicamente objetos, permitindo que usuários interajam de maneira mais imersiva;
- **Interatividade Dinâmica** - Ao oferecer uma interatividade mais dinâmica, a RM possibilita que usuários manipulem e modifiquem objetos virtuais em tempo real, reagindo às mudanças no ambiente físico. Essa característica distingue claramente a RM da RA, que muitas vezes oferece interações mais estáticas.
- **Ambientes Tridimensionais Complexos** - A RM frequentemente opera em ambientes tridimensionais complexos, permitindo uma experiência mais envolvente.

Essa capacidade de criar ambientes digitais intrincados e integrá-los de forma coesa ao mundo real amplia as possibilidades de aplicação da RM em diversos setores;

- Diferenças em Relação à Realidade Aumentada - Enquanto a Realidade Aumentada e a Realidade Misturada compartilham a sobreposição de elementos virtuais ao mundo físico, suas diferenças fundamentais residem na profundidade da integração e na natureza das interações;
- Natureza das Interações - Na Realidade Aumentada, as interações são frequentemente limitadas à visualização e manipulação básica de informações sobrepostas, como objetos 2D ou informações contextuais. Por outro lado, a Realidade Misturada permite interações mais sofisticadas, incluindo manipulação tridimensional de objetos virtuais e resposta dinâmica a alterações no ambiente físico;
- Integração de Elementos - Enquanto a Realidade Aumentada adiciona camadas de informações visuais ao campo de visão do usuário, a Realidade Misturada busca integrar digital e fisicamente elementos, criando uma experiência mais coesa e interativa. A RM permite que objetos virtuais se movam em relação ao ambiente físico, proporcionando uma sensação mais natural e imersiva;
- Complexidade Ambiental - A Realidade Aumentada muitas vezes opera em ambientes mais simples, com foco na sobreposição de informações visuais. Em contraste, a Realidade Misturada é capaz de criar ambientes digitais tridimensionais complexos que interagem dinamicamente com o mundo físico, expandindo as possibilidades de aplicações práticas.

A Realidade Misturada representa um avanço significativo na integração entre o mundo físico e virtual, oferecendo interações mais dinâmicas e complexas do que a Realidade Aumentada. Suas características, como a integração profunda de elementos e a interatividade dinâmica, abrem portas para uma variedade de aplicações em campos como educação, medicina, design e entretenimento. O constante desenvolvimento dessa tecnologia promete redefinir a maneira como interagimos com o ambiente ao nosso redor, expandindo as fronteiras da experiência humana.

2.6 Considerações finais

Neste capítulo, foram abordadas as principais técnicas de geração de imagens médicas, bem como o seu processamento e visualização em ambientes tridimensionais. Como pôde ser observado, as técnicas para visualização tridimensional dos conteúdos volumétricos contidos nas imagens médicas têm um custo computacional relativamente alto, e qualquer alteração na visualização demanda um novo cálculo na maioria das técnicas. Esta característica pode ser um empecilho em dispositivos com configurações de hardware mais modestas.

Também ficou clara a contribuição e os desafios que persistem para a técnica TAVI, que, se solucionados, podem aumentar ainda mais a eficiência do procedimento.

Dentre as tecnologias interativas examinadas, a Realidade Misturada, por seu conjunto de características, é a que demonstra maior potencial de ser utilizada no treinamento e simulação de procedimentos TAVI, pois além de integrar os conteúdos reais e virtuais, fornece interfaces mais naturais de interação com esses conteúdos, além de permitir a utilização do sistema em conjunto com pacientes, bonecos de treinamento, cadáveres, entre outros.

O capítulo seguinte traz um levantamento extenso dos trabalhos relacionados encontrados, suas semelhanças com a proposta e lacunas passíveis de serem preenchidas por esta solução.

Capítulo 3

Trabalhos Relacionados

3.1 Introdução

Este capítulo apresenta trabalhos relacionados com o tema dessa pesquisa. A identificação desses trabalhos foi feita por meio de uma revisão sistemática, nas principais bases de publicações científicas. Critérios que nortearam essa revisão incluem: funcionalidades, desempenho, tipos de interfaces, ferramentas e, principalmente, utilização de Realidade Misturada no auxílio a procedimentos TAVI, conforme Seção 3.2. Além disso, devido ao fato de a maioria das soluções de software para visualização e edição de imagens médicas serem comercializadas, muitas vezes pelos próprios fabricantes dos equipamentos, também foram analisadas brevemente as principais aplicações existentes no mercado e suas características. Ao final do capítulo, uma tabela é apresentada, resumindo as principais funcionalidades observadas nas aplicações e publicações estudadas, apresentando um resumo comparativo entre elas.

3.2 Revisão da Literatura

O processo de pesquisa e seleção das publicações relevantes na área de estudo de um trabalho é de suma importância para que se possa compreender, em profundidade, o que já foi pesquisado na área de interesse, bem como os desafios existentes e os aspectos que ainda não foram explorados. Se esse processo for bem conduzido, o direcionamento do trabalho tem grandes chances de ser bem sucedido. Para que uma revisão de trabalhos tenha qualidade, devem existir critérios bem definidos,

e uma metodologia rigorosa guiando esse processo. O trabalho em (OKOLI et al., 2019), que reúne um guia para revisões sistemáticas, foi utilizado como base para a revisão sistemática realizada, seguindo os seguintes passos:

Passo 1: Identificação de Palavras-Chave

A identificação das palavras-chave baseou-se na questão principal deste estudo, resultando em "Mixed Reality", "TAVI" como as principais palavras-chave. Para evitar a exclusão indesejada de resultados válidos, foram incluídas também as palavras-chave "Augmented Reality" e "TAVR".

Passo 2: Definição das Strings de Busca

As strings de busca foram criadas associando as palavras-chave previamente selecionadas:

- String: ("Mixed Reality" e "TAVI")
- String: ("Augmented Reality" e "TAVI")
- String: ("Mixed Reality" e "TAVR")
- String: ("Augmented Reality" e "TAVR")

Passo 3: Período de Publicação

As buscas foram realizadas entre janeiro e maio de 2023, considerando estudos publicados nos últimos 10 anos, de 2013 a 2023.

Passo 4: Bases de Dados

As seguintes bases de dados indexadas foram selecionadas para as buscas: Pub-Med, Scopus, ScienceDirect, Portal de Periódicos CAPES.

Passo 5: Seleção de Estudos Primários

Os seguintes critérios de inclusão/exclusão foram definidos para a seleção de estudos primários:

Critérios de Inclusão (CI):

CI01 Estudos que abordaram o desenvolvimento e/ou uso de Soluções de Realidade Misturada para apoiar procedimentos TAVI, seja na fase intra-operatória ou pré-operatória.

Critérios de Exclusão (CE):

CE02 Estudos sem nenhuma relação com TAVI e Realidade Misturada.

CE03 Artigos duplicados ou redundantes (para estudos da mesma autoria ou relacionados à mesma solução, apenas o mais recente e/ou mais completo foi incluído, a menos que apresentasse informações complementares).

CE04 Estudos que não tinham o texto completo disponível. Aumentada para apoiar cirurgias cardíacas.

CE06 Estudos que não foram revisados por pares / publicados como artigos completos (pôster, livro, nota técnica, patente, etc.).

Os estudos incluídos nesta revisão foram selecionados pelos seguintes critérios:

1. Após realizar buscas em todas as bases de dados, o primeiro filtro foi baseado na leitura do título e palavras-chave dos estudos, descartando todos os estudos que, indubitavelmente, não estavam relacionados a esta pesquisa. Estudos com alguma possibilidade de estar relacionados foram mantidos.
2. O próximo passo foi ler os estudos restantes com maior profundidade, examinando os resumos, introdução e conclusão, descartando aqueles em que essas seções provaram não estar relacionadas a esta pesquisa.
3. Na próxima etapa, todos os estudos restantes foram lidos integralmente para selecionar o conjunto final de estudos a serem analisados nesta revisão.

4. Finalmente, os estudos selecionados foram submetidos aos processos de extração de dados e avaliação de qualidade.

Passo 6: Avaliação da Qualidade dos Estudos

Após a seleção inicial de estudos para análise aprofundada, ao realizar uma revisão sistemática da literatura científica, é igualmente importante avaliar a qualidade dos estudos. Isso foi realizado seguindo as 11 diretrizes descritas por (OKOLI et al., 2019):

1. O artigo é baseado em pesquisa empírica real ou depende apenas de opiniões de especialistas?
2. Os objetivos foram claramente relatados, justificando a necessidade do estudo?
3. Existem descrições adequadas do contexto no qual a pesquisa foi conduzida?
4. A metodologia utilizada foi apropriada para atingir os objetivos da pesquisa?
5. A metodologia para identificar e recrutar participantes para a amostra foi adequada?
6. Grupos de controle foram utilizados para comparar e validar os resultados?
7. Métodos adequados de coleta de dados foram utilizados no estudo?
8. A análise de dados foi bem planejada e restrita?
9. A relação entre pesquisador e participantes foi considerada em grau apropriado?
10. O estudo forneceu uma declaração clara dos resultados?
11. Os resultados do estudo são adequados para serem aplicados na prática clínica?

Os critérios de qualidade foram pontuados da seguinte forma:

- SIM = 1 ponto;
- NÃO = 0 ponto;
- PARCIALMENTE = 0.5 ponto.

3.2.1 Resultados das buscas e Perfil dos estudos selecionados

Após a realização das buscas nas bases de dados, lendo os títulos e palavras-chave, um total de 7 estudos foram pré-selecionados a partir de aproximadamente 158 resultados no total.

No próximo passo, os resumos, introduções e conclusões de cada estudo foram lidos. Aplicando os critérios de exclusão, foram mantidos todos os estudos. Os textos completos desses estudos foram então analisados para responder às questões de pesquisa e realizar a avaliação da qualidade. Dessa forma, a Figura 3.1 apresenta o número de estudos selecionados em cada base de dados.

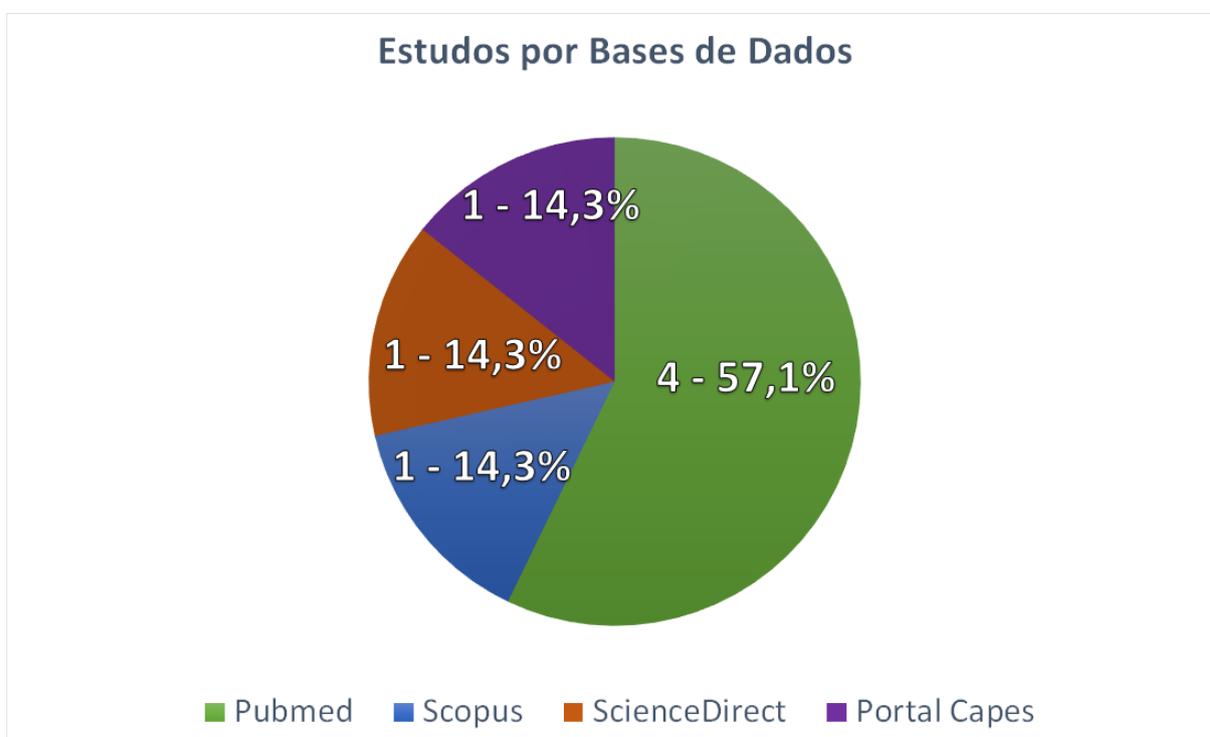


Figura 3.1: Seleção inicial de Trabalhos nas bases científicas

Um outro aspecto analisado foi o ano de publicação dos artigos. Apesar de a amostra ser extremamente pequena, nos últimos 2 anos foram encontrados 4 estudos com temática próxima ao objeto de pesquisa deste trabalho, o que pode indicar um aumento de interesse neste tópico em particular, como mostra a Figura 3.2.

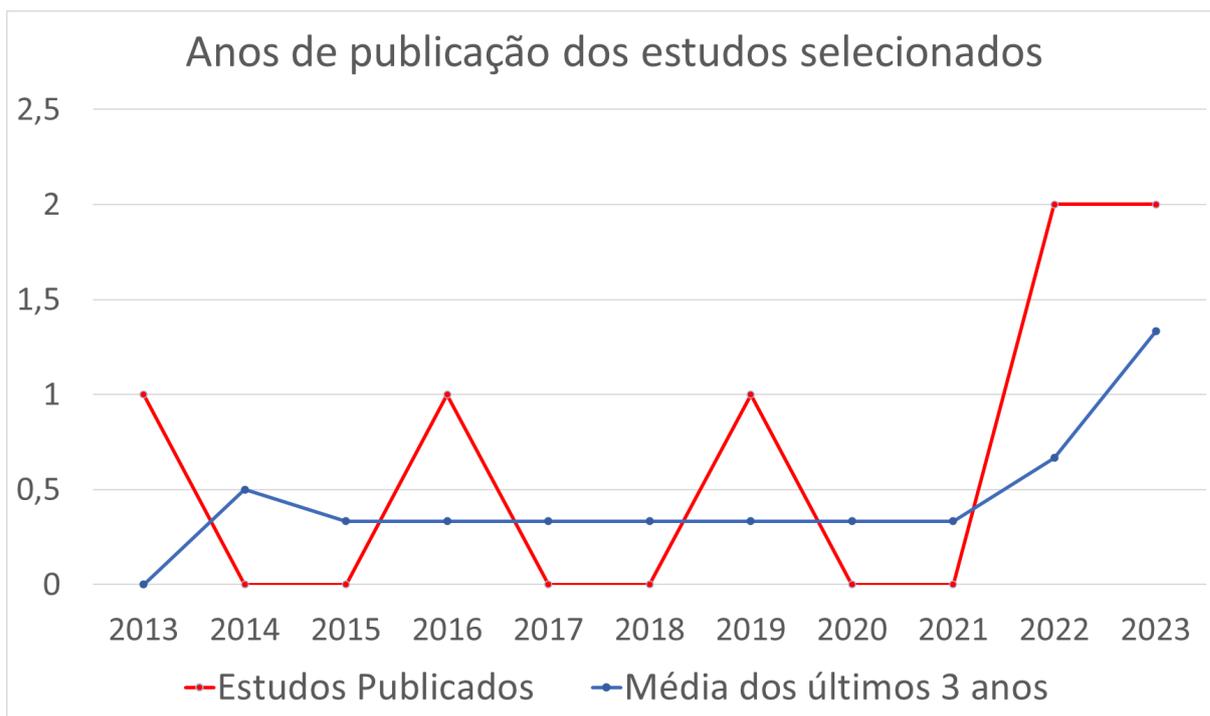


Figura 3.2: Anos das publicações dos estudos selecionados

Foi analisado ainda o tipo de visualização de RM utilizado, uma vez que uma das hipóteses defendidas neste trabalho é de que a visão direta é a que tem mais potencial para aplicações de auxílio em procedimentos TAVI. A análise mostrou que todos os estudos selecionados ainda se baseiam em visão indireta por monitores. Na pré-seleção foi encontrado um único estudo que explorava a visão direta, porém o mesmo não foi publicado em formato de artigo completo, por isso não foi incluso na seleção final. É preciso destacar ainda, que, dentre os estudos selecionados, foram mantidas 3 revisões sobre o estado da arte da RM, tanto no auxílio às procedimentos TAVI quanto no treinamento médico. A decisão de manter esses estudos foi pelo fato serem artigos completos e trazerem um levantamento importante sobre os temas envolvidos na pesquisa. Da mesma maneira, foi mantido, para análise comparativa, um estudo cujo foco é o auxílio à TAVI utilizando Realidade Virtual.

A seguir, cada um dos trabalhos selecionados é analisado de forma sucinta. Para cada estudo com desenvolvimento de soluções em RM, foram observados os seguintes pontos:

- A solução desenvolvida se dedica a aspectos pré, intra, ou pós operatórios?
- A solução desenvolvida tem algum aspecto de treinamento para a TAVI?

- A solução desenvolvida é capaz de processar e editar imagens médicas no ambiente de RM?
- A solução desenvolvida é capaz de fornecer visualização e interação em tempo real de imagens médicas integradas ao ambiente real?
- A solução desenvolvida consegue simular etapas da cirurgia, tais como inserção do cateter, insuflagem do balão e posicionamento da válvula prostética?
- A solução faz uma reconstrução fidedigna dos elementos presentes na cirurgia (instrumentos, prótese, balão...), tanto nos aspectos visuais quanto interativos dos mesmos (inserção do catéter, animações da insuflagem do balão, posicionamento da válvula)?
- A solução desenvolvida objetiva, de alguma forma, se prestar à realização de treinamento e aprendizado da técnica TAVI?

3.2.2 Análises dos Estudos Selecionados

O estudo feito por (LIAO; MIAO; ZHENG, 2013) tem como foco possibilitar uma melhor percepção do cirurgião quanto à anatomia da raiz aórtica próxima ao ponto de inserção e posicionamento da válvula prostética. Isso é conseguido integrando imagens médicas de tomografias do próprio paciente (capturadas na fase anterior à cirurgia), com as ecocardiografias trans esofágicas (TEE) capturadas em tempo real no momento da cirurgia.

A solução inicia processando as diversas slices da tomografia para reconstruir a raiz aórtica como um objeto tridimensional, tendo para tanto o auxílio do contraste que é utilizado no momento da captura das tomografias, e consegue realçar de forma satisfatória a geometria dos locais por onde o mesmo passa. Ainda nesta etapa, o algoritmo retira objetos circundantes e gera como saída apenas a raiz aórtica já completamente segmentada e reconstruída. A partir dessa saída, o algoritmo trabalha para realizar um alinhamento entre a raiz aórtica reconstruída e as TEE feitas em tempo real durante a cirurgia, com o objetivo de fornecer um auxílio visual para o cirurgião conseguir identificar com mais precisão o local de posicionamento da prótese.

Este auxílio visual é mostrado ao cirurgião em um monitor tradicional, sobreposto às imagens de angiografia.

Dentre os pontos de maior destaque no trabalho, pode-se citar:

- A reconstrução 3D da raiz aórtica é feita de forma automatizada;
- A sincronização entre o conteúdo reconstruído e a angiografia é feita de forma também automatizada, e leva em torno de 3 segundos capturando e processando os quadros da TEE, e usando agente de contraste para realçar a geometria da raiz aórtica;
- A precisão conseguida com o método desenvolvido é submilimétrica, em torno de 0.66mm, que é um valor excelente quando comparado ao método tradicional que tem um erro em torno de 15.11mm, sendo que, clinicamente, uma margem de erro inferior a 1.5mm é considerada boa, entre 1.5 e 3mm aceitável, e soluções com margens de erro superiores a 3mm são consideradas inapropriadas. No caso do estudo, cerca de 97% das tentativas tiveram erros inferiores a 1.5mm.

O próximo estudo, conduzido por (MCLEOD et al., 2016), também se concentra em auxiliar etapas intraoperatórias, em particular o rastreamento e posicionamento do cateter que carrega a válvula prostética. O procedimento normal para isso é a utilização de agentes de contraste para realçarem as raízes aórticas nas imagens em tempo real capturadas pela TEE.

Os autores ressaltam que muitos pacientes possuem comorbidades renais associadas aos problemas cardíacos, e os agentes de contraste apresentam certa toxicidade, podendo sobrecarregar os rins e gerar novas complicações ao quadro de saúde do paciente. Para resolver isso, os autores desenvolveram uma técnica mista, baseada em rastreamento magnético para o cateter e um aparato de ultrassom integrado ao cateter que é usado para capturar e exibir em RM a geometria circundante, em tempo real, sendo possível detectar corretamente os leaflets da válvula danificada e mensurar o local aproximado para melhor posicionamento da válvula prostética. Adicionalmente, os autores desenvolveram um cateter com um design customizado, buscando um melhor arranjo dos sensores de ultrassom e válvula prostética.

Para testar o aparato de forma segura, foi desenvolvido um protótipo de coração em escala real, com materiais análogos aos orgânicos no que se refere ao compor-

tamento físico durante a cirurgia e também na visualização obtida pelas TEE e as técnicas desenvolvidas, de tal forma a possibilitar uma simulação realista das etapas intraoperatórias da TAVI. Experimentos foram conduzidos para testar tanto a técnica tradicional baseada em TEE + contraste, quanto as técnicas desenvolvidas, divididas em 2 experimentos, um com o rastreamento magnético e ultrassom adaptados ao cateter tradicional, e o segundo com o cateter especialmente projetado. Para cada experimento foram realizados 10 procedimentos.

Os autores destacam que na técnica tradicional não existem medidores quantitativos, sendo o local de inserção da válvula estimado de forma visual, de forma que a válvula protética fique centralizada em relação à válvula original. Assim, no primeiro experimento, emulando a técnica tradicional, foi indicado que os participantes tentassem inserir a válvula sempre no mesmo ponto, de forma consistente.

No segundo e terceiro experimentos, houve para para cada uma das 10 tentativas uma etapa de calibração dos sensores e rastreamento magnético. Em ambos os experimentos, os sistemas de rastreamento desenvolvidos foram capazes de detectar e apresentar em RM, via monitores de vídeo tradicionais, o melhor ponto para posicionamento do cateter.

Os resultados obtidos indicaram que a técnica baseada em rastreamento magnético e adaptação de ultrassom ao cateter conseguiu obter o mesmo nível de precisão da técnica tradicional baseada na TEE, com um erro médio de 3,4mm, enquanto que, utilizando o cateter especialmente projetado, o erro médio caiu para cerca de 2,3mm.

Os resultados são bastante promissores, principalmente pelo fato de evitarem a exposição do paciente tanto ao agente de contraste quanto aos raios-x contínuos emitidos pela TEE. Também é possível destacar que, embora não seja a intenção principal dos autores, o sistema desenvolvido poderia também ser usado para treinamento de procedimentos TAVI, ainda que o modelo cardíaco seja genérico e não baseado na anatomia de um paciente específico.

O trabalho desenvolvido por (LIU et al., 2019) apresenta um novo método de auxílio visual para procedimentos trans cateter, tais como a TAVI. O foco do artigo é o rastreamento do cateter em tempo real utilizando fluoroscopia em 2 ângulos distintos, que permitem assim capturar a posição tridimensional do objeto no espaço. Além disso, uma versão 3D do coração do paciente é reconstruída com base em tomogra-

fias capturadas na fase pré-cirúrgica. Para alinhar o coração virtual com as imagens capturadas via fluoroscopia, a coluna vertebral do paciente é utilizada como âncora, uma vez que sua posição é relativamente fixa. O sistema apresenta um cateter virtual correspondente ao real, assim como o coração reconstruído, em RM utilizando para tanto o dispositivo HoloLens da Microsoft. Os autores ressaltam que a utilização da RM permite uma melhor visualização da área a ser operada, ajudando os cirurgiões a compreenderem de forma mais fácil casos complexos. Também é citada a possibilidade de utilização do sistema para treinamento, utilizando modelos customizados de corações impressos em 3D. A precisão final conseguida no rastreamento do cateter é de 0,42mm, o que sugere uma melhoria em relação a outros métodos previamente utilizados. Finalmente, a utilização do dispositivo HoloLens permitiu aos autores adicionarem comandos por voz para acionarem funcionalidades úteis, como troca de modelos, visualizações em corte das cavidades cardíacas, entre outras.

Os demais estudos selecionados são revisões do estado da arte da RM em relação à TAVI. Para (KOLECKI et al., 2022), por exemplo, a RM tem demonstrado excelente potencial para a utilização no auxílio a cirurgias cardíacas, com evidências se acumulando dia após dia em estudos diversos, no entanto os autores destacam também pontos que ainda dificultam uma adoção mais acelerada da RM:

- Altos custos dos equipamentos de RM, muitos dos quais ultrapassam a casa dos milhares de dólares;
- Ausência de metodologias mais rígidas e testes mais controlados, pois a vasta maioria dos estudos existentes tem surgido em centros de pesquisa pioneiros, geralmente com pequenas amostras, dificultando a obtenção de estatísticas confiáveis;
- Falta da participação de médicos e pacientes no processo de desenvolvimento, gerando distorções entre as funcionalidades geradas e as realmente necessárias à prática médica;
- Falta de confiabilidade e maior tolerância dos dispositivos a ambientes hostis e condições adversas de temperatura, umidade e radiação, frequentemente presentes em salas de cirurgia. Além disso, os dispositivos atuais ainda são muito

propensos a travamentos, glitches e outros problemas de robustez que precisam ser solucionados para se tornarem confiáveis em ambientes cirúrgicos.

(TSAI et al., 2023) destaca que, a cada dia mais, conteúdos virtuais vão se tornando parte do cotidiano, e isso também vale para a Medicina, com novos estudos sendo desenvolvidos a cada dia buscando integrar tecnologias interativas aos diversos processos da prática médica. Os autores destacam várias perspectivas onde a RM pode ser útil:

- Educação - Estudos mostram que o ensino de anatomia utilizando RM é mais eficiente comparado às técnicas tradicionais, pois modelos virtuais cada vez mais precisos estão sendo desenvolvidos e comercializados, com disponibilidade imediata, ao contrário de cadáveres e protótipos físicos. Além disso, as experiências proporcionadas pela RM podem ser úteis para o treinamento e educação em diversos processos, permitindo percepções mais realistas de características visuais e etapas de procedimentos;
- Telemedicina - Com a pandemia de COVID19, a telemedicina foi diretamente impulsionada, se tornando, em alguns casos, a norma ao invés da exceção, e as capacidades das tecnologias como Realidade Virtual e Misturada podem ser de grande valia para auxiliar esse tipo de prática;
- Planejamento pré-cirúrgico - Atualmente os médicos tem à disposição imagens de tomografias e ressonâncias magnéticas de alta resolução e qualidade. No entanto, grande parte do planejamento cirúrgico ainda é feita em monitores e interfaces tradicionais como mouse e teclado, que limitam a interatividade do cirurgião com os conteúdos. A RM pode ser de grande valia trazendo interações mais naturais, permitindo simulações de procedimentos e etapas de cirurgias em ambiente controlado, facilitando a tomada de decisões e elaboração de estratégias
- Visualização na fase intra-cirúrgica - a RM pode ser utilizada das mais diversas maneiras no ambiente cirúrgico, seja para mostrar informações úteis como dados de monitoramento do paciente, ou para fornecer auxílios visuais que se fundam naturalmente ao ambiente real, auxiliando os cirurgiões na tomada de decisões, pontos de incisões, melhores locais para liberação de próteses, dentre outras;

- Cuidados pós cirúrgicos - a RM pode ser utilizada na elaboração de aplicações que estimulem a reabilitação pós cirúrgica, auxiliando, por exemplo, tratamentos fisioterápicos de maneira lúdica e envolvente para o paciente.

No estudo conduzido por (STEPHENSON et al., 2023), o foco é entender o estado da arte da RM e tecnologias associadas, para o planejamento e auxílio de cirurgias cardíacas. O trabalho consegue levantar alguns dados muito interessantes:

- A quantidade de estudos publicados tem crescido continuamente durante os últimos anos, demonstrando claramente o aumento do interesse neste tópico pela comunidade científica;
- Até um certo ponto no tempo, a maioria dos estudos encontrados utilizavam Realidade Virtual, no entanto nos últimos anos a maior parte dos estudos têm se voltado para a Realidade Misturada;
- A Realidade Virtual é predominante nas aplicações para treinamento, enquanto que a RM predomina em aplicações intra-operatórias.

A pesquisa e análise dos estudos demonstrou que, embora ainda existam poucos estudos integrando a RM à TAVI, o interesse no tópico pela comunidade científica é crescente nos últimos anos, com novos avanços surgindo a cada dia.

3.3 Protocolo para a seleção dos Softwares

A visualização e manipulação de imagens médicas é amplamente explorada em softwares comerciais e livres. Alguns fabricantes de equipamentos médicos inclusive disponibilizam soluções proprietárias de software para este fim. Para descobrir se existe um interesse nas soluções de RM pela indústria de softwares para imagens médicas, foi feito então um levantamento dos principais softwares e suas características. Para compor a lista de softwares a serem analisados, os seguintes passos foram tomados:

1. Pesquisa no mecanismo de busca Google, realizada em 10/01/2023, usando as seguintes strings de busca:

- Dicom Visualization Software
 - Dicom Viewer
 - Dicom Editor
2. A partir dos resultados das buscas feitas no item 1, foram selecionados os softwares obtidos nas 4 primeiras páginas de busca. Analogamente, a partir da 5ª página, em geral, não foram encontradas mais referências à software comerciais.
 3. Sobre a lista remanescente do item anterior, uma nova classificação foi obtida, segundo as seguintes prioridades:
 - (a) Capacidade de Visualização e interação em Ambiente de RM;
 - (b) Capacidade de Visualização em Ambientes de Realidade Virtual Imersiva (com Capacete HMD ou outro dispositivo);
 - (c) Ferramentas para reconstrução 3D de isosuperfícies / visualização volumétrica;
 - (d) Ferramentas específicas para técnica TAVI;
 4. Da lista classificada no item 3, foram selecionados os principais softwares encontrados, de acordo com as características dos mesmos, que serão detalhadas nas seções específicas deste capítulo.

3.3.1 Seleção dos softwares de edição de imagens médicas

Conforme previsto no protocolo, a escolha dos softwares a serem comparados se iniciou com uma pesquisa no mecanismo Google, realizada em 10/01/2023. A Tabela 3.1 apresenta os resultados obtidos por termo de pesquisa e os softwares selecionados para cada termo.

Tabela 3.1: Pesquisa e seleção inicial de softwares Dicom

Termo Pesquisado	Resultados Iniciais	Resultados Selecionados
Dicom Visualization Software	442.000	11
Dicom Viewer	1.230.000	6
Dicom Editor	799.000	2

Apesar da quantidade de resultados nas pesquisas dos termos, grande parte não eram de fato softwares, mas notícias, propagandas e outros assuntos. Os softwares efetivamente selecionados foram então classificados segundo as prioridades definidas no protocolo, conforme pode ser observado na Tabela 3.2 a seguir.

Tabela 3.2: Pesquisa e seleção inicial de softwares Dicom

Software	Visualização e interação em Ambiente de RM	Visualização em Ambientes de Realidade Virtual Imersiva	Ferramentas para reconstrução 3D de isosuperfícies / visualização volumétrica;	Ferramentas Específicas para Cirurgias TAVI
Amira	Não	Sim	Sim	Parcial, medições, planos
Osirix	Não	Sim	Sim	Parcial, medições, planos
Invesalius	Não	Sim	Sim	Não
Radiant Viewer	Não	Sim	Não	Não
Sante DicomViewer	Não	Não	Sim	Não
Med3Web Viewer	Não	Não	Sim	Não
DragonFly	Não	Não	Sim	Não
Vesalius3D	Não	Não	Sim	Não
AthenaDicomExpert	Não	Não	Sim	Não
Horos	Não	Não	Não	Não
Navegatum	Não	Não	Sim	Não
MedDream	Não	Não	Não	Não
Box Dicom Viewer	Não	Não	Não	Não
syngo FastView	Não	Não	Não	Não
Imaios	Não	Não	Não	Não
Jivex Dicom Viewer	Não	Não	Não	Não
MicroDicom	Não	Não	Não	Não
Orpalis Dicom Viewer	Não	Não	Não	Não
PowerDicom	Não	Não	Não	Não

Conforme a Tabela 3.2, nenhum dos softwares analisados possui suporte à visualização em ambiente de RM.

Adicionalmente, cabe destacar que apenas algumas aplicações possuem suporte a tecnologias como Realidade Virtual Imersiva, e mesmo nessas aplicações o suporte ainda é limitado, sendo que a interface mais utilizada ainda é baseada em monitores 2D e ferramentas tradicionais de interação (teclado e mouse). No entanto, até poucos anos esse suporte era totalmente inexistente, sendo portanto notado um aumento no interesse, ainda que de forma tímida, por parte das empresas em dar suporte a essas tecnologias.

Algumas aplicações analisadas não possuem capacidades de visualização volumétrica ou reconstrução 3D, sendo capazes apenas de visualizar as fatias individuais das imagens e realizar algum processamento sobre elas. Para o propósito deste tra-

balho elas foram descartadas nas análises mais aprofundadas.

Finalmente, conforme o protocolo definido, foram escolhidas as 5 primeiras aplicações na classificação para serem detalhadas e comparadas com as propostas deste trabalho.

3.4 Análise dos Softwares selecionados

3.4.1 Amira

O Amira é um software multiplataforma que faz parte de uma suite de aplicativos de visualização, sendo que o módulo especializado em imagens médicas é o Amira For Life Biomedical Sciences.

Este software possui um vasto arcabouço de ferramentas, podendo-se destacar os seguintes pontos:

- Múltiplos formatos de entrada de dados, imagens médicas, bitmaps, vetores;
- Ferramentas avançadas de pré-processamento e filtragem das imagens;
- Múltiplas técnicas de segmentação automatizada, incluindo técnicas, baseadas em machine-learning;
- Ferramentas para extração e otimização de isosuperfícies 3D;
- Exportação de modelos 3D, planilhas e imagens em alta resolução;
- Visualização em monitor comum, modo de estereoscopia ativa e passiva e modos imersivos com dispositivos de Realidade Virtual.
- Visualização volumétrica com pseudocores, modo de filamentos e outros auxílios visuais; interativas de corte e seleção no modo de visualização volumétrica.

Apesar de todas as vantagens, o Amira não oferece ainda suporte à visualização ou interação em ambiente de RM. Em relação à TAVI, o AMIRA possui algumas ferramentas genéricas que podem ser utilizadas para realizar medições e criar planos de alinhamento. A Figura 3.3 apresenta um exemplo de visualização no Amira.

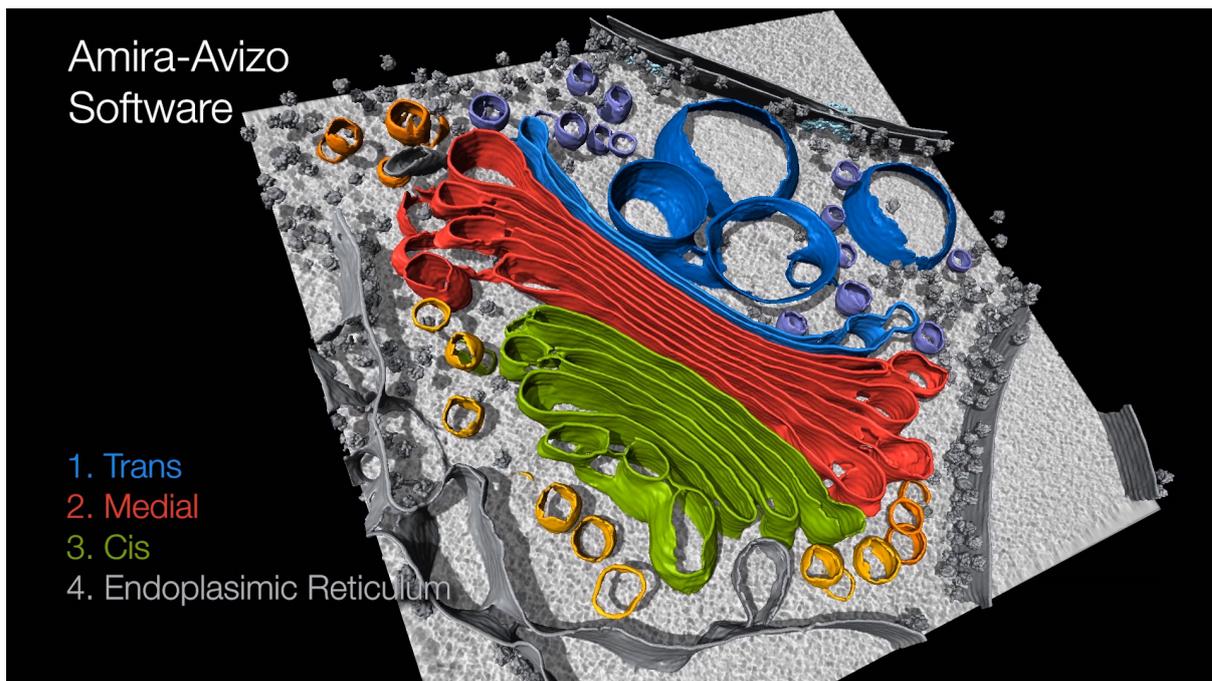


Figura 3.3: Visualização de organelas celulares no Amira (AMIRA, 2023 (accessed November 10, 2023))

3.4.2 Invesalius

O Invesalius é um software público brasileiro desenvolvido e mantido pelo CTI (Centro de Tecnologia da Informação) Renato Archer, que faz parte do Ministério da Ciência e Tecnologia (ARCHER, 2023 (accessed November 10, 2023)). Foi criado, inicialmente, com o propósito de ser uma solução gratuita a centros de imagem. Possui diversas funcionalidades, das quais se destacam:

- Ferramentas interativas para filtragem e pré-processamento de imagens;
- Templates diversos de pseudocores para visualização de imagens;
- Geração e exportação de modelos 3d;
- Visualização volumétrica e de superfícies 3D;
- Visualização estereoscópica.

O Invesalius não apresenta possibilidade de utilização de óculos de Realidade Virtual Imersiva, nem modos de visualização em ambiente de RM. Também carece de

algumas ferramentas no modo de visualização volumétrica, como cortes e seleção de partes conectadas. Em relação à TAVI, o software não oferece nenhuma ferramenta especializada, apenas algumas possibilidades de realização de medições.

A Figura 3.4 apresenta a interface e um exemplo de visualização no Invesalius.

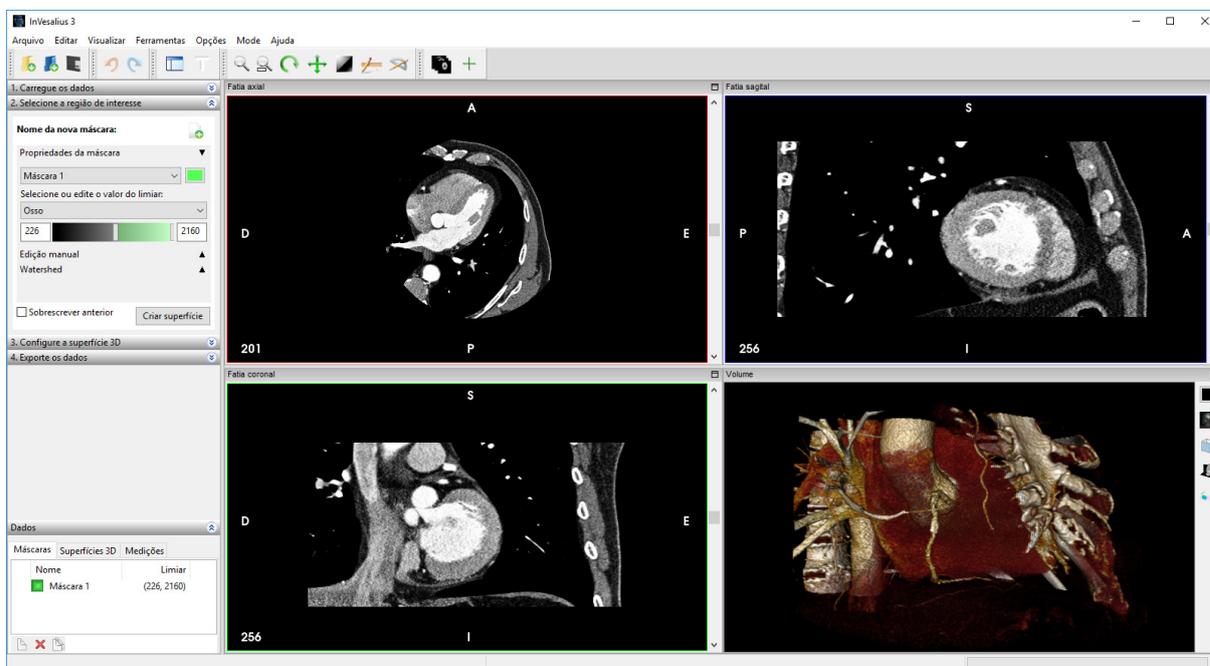


Figura 3.4: Interface e Visualização no Invesalius (ARCHER, 2023 (accessed November 10, 2023))

3.4.3 OSIRIX

O software Osirix é um dos mais populares editores de imagens médicas. Dentre suas principais funcionalidades podem-se destacar as seguintes:

- Suporte a diversos formatos de entrada, Dicom, formatos de imagem, Analyze, Mpeg e Avi, entre outros;
- Diversas opções de anotações e seleção de zonas de interesse no modo 2D;
- Reconstrução 3D por isosuperfícies e contornos;
- Exportação de modelos 3D;
- Suporte a extensão através de plugins;

- Visualização volumétrica com templates de pseudocores e ferramentas de corte e seleção;
- Visualização de superfícies tridimensionais.
- Visualização em modo de estereoscopia;
- Visualização com óculos de Realidade Virtual Imersiva.

Apesar da vasta gama de funcionalidades, o Osirix também ainda não dá suporte à visualização em ambiente de RM, e não é multiplataforma, sendo executado apenas em sistemas Apple. Em relação à TAVI, apesar de não serem específicas, o software conta com ferramentas que permitem medições de tamanhos, ângulos e criação de planos de alinhamento, que podem ser úteis para as etapas pré-cirúrgicas da TAVI. A Figura 3.5 apresenta um exemplo de visualização no Osirix.

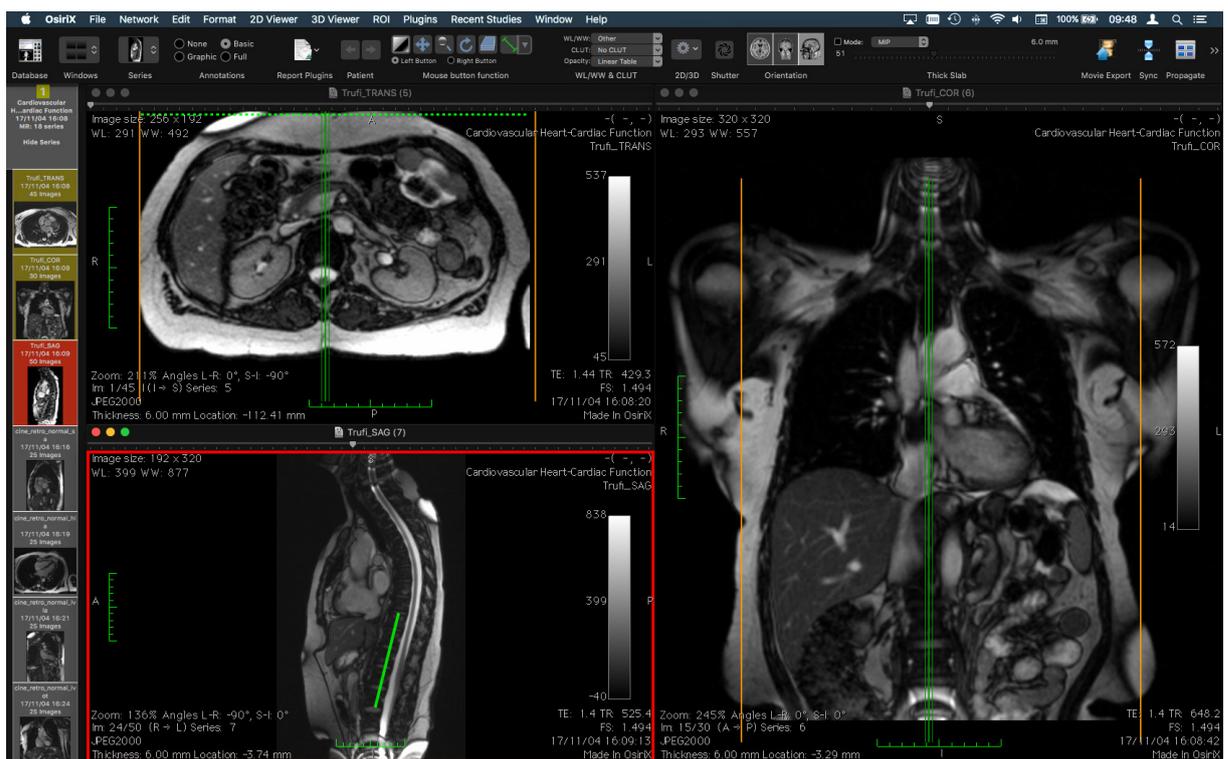


Figura 3.5: Interface e Visualização no Osirix (OSIRIX, 2023 (accessed November 10, 2023))

3.4.4 Radiant

O software Radiant é um editor Dicom um pouco mais simples. Suas principais funcionalidades são:

- Suporte a arquivos Dicom na entrada;
- Visualização em modo 2D unitário ou comparativo entre séries;
- Visualização volumétrica com degradação adaptativa para oferecer mais performance e fluidez;
- Exportação de imagens;
- Visualização estereoscópica.

O Radiant é um sistema multiplataforma que não permite a geração de modelos tridimensionais, trabalhando apenas com visualização volumétrica via raycasting. Também não permite visualização em óculos de Realidade Virtual ou em ambiente de Holografia Computacional. Em relação à TAVI, o software não oferece quaisquer ferramentas, genéricas ou especializadas, que possam ser utilizadas no planejamento cirúrgico. A Figura 3.6 apresenta um exemplo de visualização no Radiant.

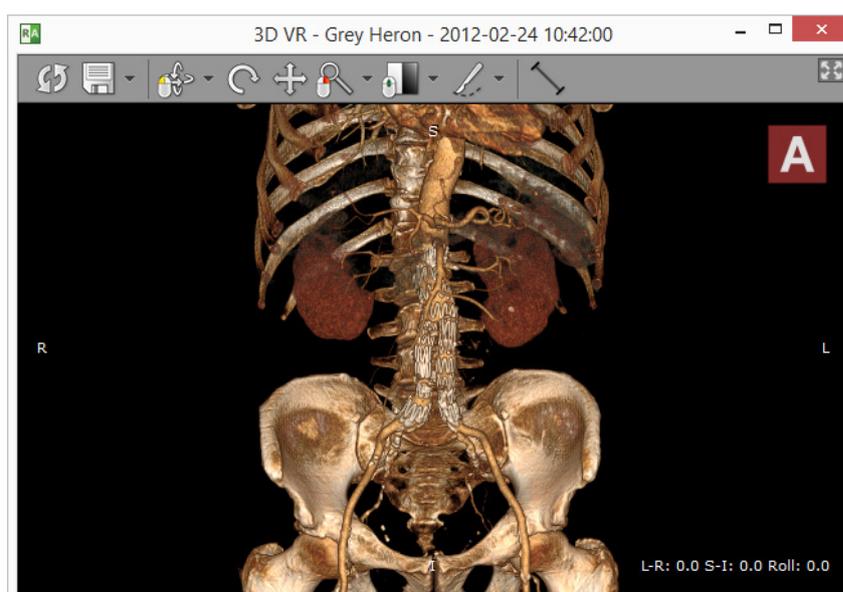


Figura 3.6: Visualização volumétrica no Radiant (MEDIXANT, 2023 (accessed November 10, 2023))

3.4.5 Sante

O software Sante é um visualizador de Dicom apenas em modo 2D e vistas multiplanares ortogonais. Possui algumas ferramentas para filtragem, realização de medidas e anotações, que podem ser úteis para a técnica TAVI. É multiplataforma. A Figura 3.7 apresenta um exemplo de visualização utilizando o Sante.

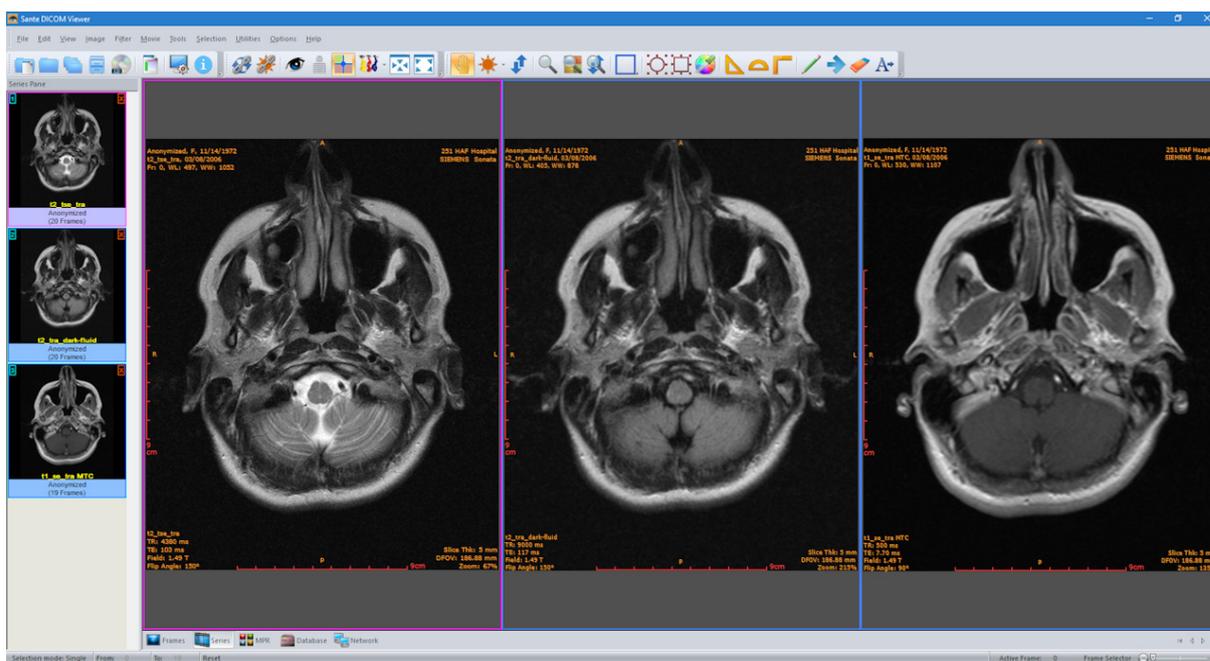


Figura 3.7: Interface e Visualização no Sante (SANTESOFT, 2023 (accessed November 10, 2023))

3.5 Comparativo dos estudos e softwares analisados

Conforme foi possível observar no detalhamento dos trabalhos científicos e softwares de visualização, o suporte à tecnologia de RM ainda é escasso, ainda que o interesse tenha aumentado bastante nos últimos anos. Soluções com foco na fase-pré-operatória e treinamento das TAVI também são raras, havendo bastante espaço não explorado de soluções. Assim, a Tabela 3.3 traz um resumo comparativo abrangendo todos os softwares e estudos analisados.

Tabela 3.3: Comparação de funcionalidades entre os trabalhos e softwares analisados

Título		Filtragem e Edição de imagens médicas em ambiente de RM	Visualização e interação com imagens médicas em RM	Reconstrução realista de elementos da cirurgia TAVI	Simulação / treinamento de etapas da cirurgia TAVI	Atende a fase Pré cirúrgica	Atende a fase Intra cirúrgica	Atende a fase Pós cirúrgica	Precisão adequada a utilização clínica
Estudos Selecionados	An augmented reality system for image guidance of transcatheter procedures for structural heart disease	Não	Parcial	Sim	Sim	Sim	Sim	Não	Sim
	Phantom study of an ultrasound guidance system for transcatheter aortic valve implantation	Não	Não	Não	Sim	Não	Sim	Não	Sim
	Automatic and efficient contrast-based 2-D/3-D fusion for trans-catheter aortic valve implantation (TAVI): Special Issue on Mixed Reality Guidance of Therapy - Towards Clinical Implementation	Não	Parcial	Não	Não	Sim	Não	Sim	Sim
Softwares de Visualização	Amira	Não	Não	Não	Não	Sim	Não	Não	Parcial
	Invesalius	Não	Não	Não	Não	Sim	Não	Não	Não
	Osirix	Não	Não	Não	Não	Sim	Não	Não	Parcial
	Radiant Viewer	Não	Não	Não	Não	Sim	Não	Não	Não
	Sante DicomViewer	Não	Não	Não	Não	Sim	Não	Não	Não

Como é possível notar na Tabela 3.3, O suporte à edição e manipulação de imagens médicas em ambiente de RM é bem pouco explorado ainda. Também percebe-se que o foco da maioria dos estudos é na fase intra-cirúrgica, enquanto que os softwares se concentram na fase pré-cirúrgica, sem porém fornecer suporte mais completo a tecnologias de interação natural como a RM. Da mesma forma, a maioria das aplicações tem pouco foco no treinamento e simulação da TAVI, sendo que a RM oferece diversos elementos que segundo a hipótese deste estudo, poderiam ser benéficos para a treinamento e simulação. Finalmente, nota-se a intenção da proposta deste trabalho em abranger a maioria das funcionalidades necessárias à fase pré-cirúrgica, bem como reconstruir elementos físicos presentes nas cirurgias, de forma a possibilitar a simulação e o treinamento das mesmas em ambiente de RM.

3.6 Conclusões

Este capítulo tratou de uma revisão sistemática nas publicações científicas e softwares de visualização médica sobre a utilização da RM no auxílio à procedimentos TAVI.

As análises mostraram que até o momento poucos sistemas implementam de forma plena a visualização e interação com imagens médicas em ambiente de RM, bem como o treinamento e simulação de procedimentos TAVI. Dessa forma, o pró-

ximo capítulo propõe uma arquitetura que busca contribuir para o avanço científico nessas áreas, bem como testar a validade da hipótese formulada para este trabalho.

Capítulo 4

Arquitetura do Sistema

4.1 Introdução

Este capítulo apresenta uma arquitetura para manipulação de imagens médicas em ambiente de RM, com foco na simulação e treinamento de procedimentos TAVI. Como apresentado no capítulo anterior, essa arquitetura foi projetada a fim de suprir características pouco exploradas nos trabalhos relacionados analisados.

Assim, as seções seguintes detalham os requisitos do sistema proposto, bem como a estrutura para satisfazer esses requisitos e os demais detalhes da arquitetura.

4.2 Especificação de requisitos

A partir da análise dos trabalhos relacionados feita no Capítulo 3, associada à fundamentação teórica do Capítulo 2, foi possível visualizar as necessidades e possibilidades de implementação de um sistema completo para simulação e treinamento da técnica TAVI em ambiente de RM.

Como o sistema precisa executar diversas tarefas computacionais, sendo algumas delas sequenciais, a arquitetura proposta é modular, permitindo a troca de partes no futuro, caso surjam algoritmos e técnicas melhores e mais eficientes na realização de cada tarefa. A Figura 4.1 apresenta o pipeline sugerido para o sistema.

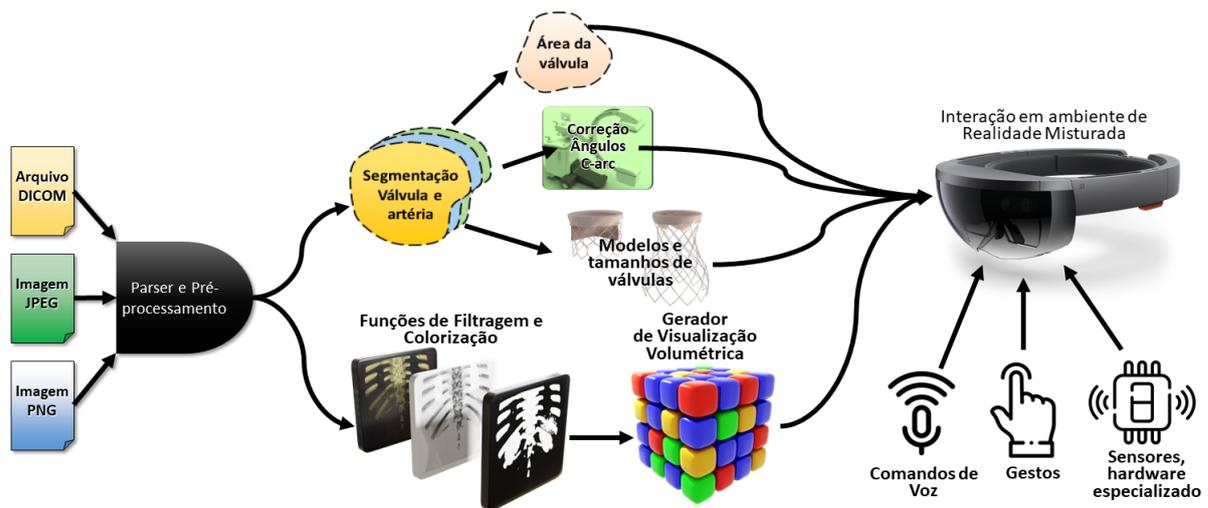


Figura 4.1: Pipeline sugerido para o sistema

Para o sistema, os principais requisitos funcionais identificados são:

- **RF01: O sistema deve suportar múltiplos formatos de entrada:** Imagens médicas podem ser armazenadas em múltiplos formatos. Enquanto que o formato DICOM é o padrão mais difundido, é importante também fornecer suporte para outros formatos, como por exemplo imagens de formato JPEG e PNG, que podem ser utilizados em experimentos de reconstrução ou visualização volumétrica;
- **RF02: O sistema deve ter ferramentas para filtragem e pré-processamento das imagens:** Imagens médicas, frequentemente, apresentam ruídos diversos que devem ser filtrados e eliminados para um melhor aproveitamento das mesmas. Além disso, a natureza das imagens médicas pode exigir ferramentas adequadas para realçar a visibilidade de determinados detalhes e intervalos de frequências;
- **RF03: O sistema deve permitir a escolha do intervalo de slices a ser processado:** Em determinados casos, pode não ser necessário utilizar todas as slices de um estudo. Nesse caso, o sistema deve permitir a definição desse intervalo;
- **RF04: O sistema deve fornecer ferramentas para detecção de contornos nas imagens:** Uma das formas de reconstrução 3D de superfícies a partir de

imagens é a detecção de contornos. Assim, o sistema deve fornecer ferramentas manuais e automatizadas para realização dessa detecção nas slices;

- **RF05: O sistema deve fornecer ferramentas para otimização e simplificação de contornos:** Contornos detectados em imagens médicas podem apresentar efeitos de serrilhado na camada de pixels. Então, o sistema deve possuir ferramentas para correção desse problema. Além disso, se o contorno estiver no domínio de pixels, serão gerados centenas de vértices, muitas vezes sem necessidade. Dessa forma, o sistema deve fornecer ferramentas de otimização dos contornos, reduzindo a contagem de pontos de acordo com a curvatura;
- **RF06: O sistema deve possibilitar a interconexão de contornos para geração de superfícies 3D:** Para gerar uma superfície 3D a partir de contornos, é preciso criar faces, interconectando os vértices de cada contorno com os contornos acima e abaixo, bem como fechar o 'buraco' quando não existir mais contornos. Outro problema é a seleção dos contornos que serão interconectados entre si, pois haverá múltiplos contornos em cada slice. O sistema deve tratar todos esses problemas;
- **RF07: O sistema deve permitir atribuição de materiais diversos para as superfícies criadas a partir dos contornos, de acordo com características próprias dos tecidos:** De acordo com a densidade do tecido, a partir do qual uma superfície foi criada, pode ser útil, visualmente, atribuir um material semelhante ao natural. Por exemplo, um osso pode ter um material acinzentado, enquanto que um músculo pode ser vermelho. Também podem ser usados padrões de cores para melhorar a visibilidade, como materiais semitransparentes, por exemplo. O sistema deve permitir essa atribuição de forma automatizada e também a criação de padrões de cores e características definidas pelo usuário;
- **RF08: O sistema deve ser capaz de gerar visualização volumétrica a partir das slices processadas:** A visualização volumétrica tem algumas vantagens em relação às superfícies 3D, pois mantém na íntegra os detalhes capturados no estudo. Além disso, facilitam a criação de cortes e outras interações em tempo real, que não seriam possíveis de forma satisfatória com as superfícies 3D. Portanto, o sistema deve ser capaz de gerar esse tipo de visualização;

- **RF09: O sistema deve ser capaz de utilizar esquemas de pseudocores na visualização volumétrica:** Da mesma forma que nas superfícies 3D, materiais e cores distintos podem auxiliar as visualizações dos estudos, de acordo com as densidades de cada tecido. Assim, o sistema deve aplicar os mesmos esquemas de cores e materiais das superfícies na visualização volumétrica.
- **RF10: O sistema deve fornecer ferramentas para medidas de comprimentos, ângulos e volumes:** Ao visualizar imagens médicas, muitas vezes, é útil ter à disposição ferramentas para realizar medidas em tecidos e estruturas dos órgãos. Assim, o sistema deve fornecer suporte a esse tipo de ferramenta;
- **RF11: O sistema deve ser capaz de exportar imagens de estudos capturadas da tela:** Em determinados momentos, pode ser útil salvar uma imagem de determinado ângulo, tanto no modo 2D quanto na visualização volumétrica de superfícies 3D. O sistema deve permitir a criação desses instantâneos e o seu salvamento em formatos populares de imagem;
- **RF12: O sistema deve ser capaz de salvar estudos em formato próprio:** As medidas e outras interações sobre um estudo de imagens devem ser armazenadas em um formato próprio do sistema, de forma que possam ser carregadas em um momento futuro pelo usuário;
- **RF13: O sistema deve rastrear, em tempo real, partes do corpo do paciente e sincronizar a eles os elementos virtuais visualizados:** Para que haja uma experiência plena no ambiente de RM, o sistema deve ser capaz de sincronizar os elementos virtuais e reais em tempo real;
- **RF14: O sistema deve fornecer ferramentas diversas de interação no ambiente de RM:** Além da visualização de tecidos e órgãos, o sistema deve permitir que o usuário interaja com a visualização, trocando cores, realizando cortes, eliminando partes indesejadas da visualização, realizando medidas e outras funcionalidades que forem necessárias. Essas interações devem ser feitas, preferencialmente, com comandos de voz, para deixar as mãos do cirurgião livres.
- **RF15: O sistema deve conter uma modelagem de elementos da TAVI:** Elementos físicos envolvidos na TAVI, tais como cateter, válvula prostética, etc.. são

importantes para o grau de realismo de uma simulação/treinamento. O sistema deverá ter uma modelagem desses elementos, de maneira a transportá-los para a experiência de RM, mantendo um nível alto de precisão tanto nos aspectos visuais quanto no comportamento físico esperado de cada componente;

- **RF16: O sistema deverá realizar a simulação das etapas de uma TAVI no ambiente de RM:** Utilizando as reconstruções dos elementos envolvidos na TAVI, o sistema deverá ser capaz de realizar, de forma interativa, em ambiente de RM, as etapas envolvidas em uma cirurgia.

Além dos requisitos funcionais, também ficam especificados os seguintes requisitos não funcionais para o sistema:

- **RNF01: O sistema deve permitir uma edição com desempenho semelhante aos softwares existentes:** A edição das imagens deve ser fluída e com performance aceitável, conforme aplicativos analisados no Capítulo 3;
- **RNF02: O sistema deve balancear o uso de processamento e memória do sistema:** Algumas tarefas do sistema podem ser configuradas de maneira a consumir mais memória ou mais processamento. Para cada tarefa, o sistema deverá balancear essa utilização, escolhendo a melhor estratégia para manter a performance do sistema;
- **RNF03: O sistema deve ser robusto para lidar com erros em imagens de entrada:** Erros em imagens podem acontecer, então o sistema deve ser capaz de identificar esses erros e interromper as tarefas sem que haja travamentos;

A seguir, são detalhados os módulos previstos para o sistema.

4.3 Módulos do sistema

4.3.1 Módulo de interpretação de imagens DICOM

Como foi mostrado no Capítulo 2, arquivos DICOM são compostos de TAGs especificando tipos de dados e seus conteúdos. Para interpretar essas TAGs e extrair o seu conteúdo é necessário um módulo dedicado.

Um arquivo DICOM pode conter centenas de TAGs diferentes, muitas delas não utilizadas para efeitos de visualização, então o módulo deve ser implementado de forma a abranger inicialmente o conjunto de TAGs relacionadas à visualização das imagens, e ao mesmo tempo permitir adição posterior de novas TAGs, em caso de expansão do sistema.

O módulo de interpretação deve gerar como resultado um registro intermediário com os dados básicos da imagem, bem como todos os seus pixels, implementando dessa forma o requisito funcional RF01. Esse registro será entregue de forma encapsulada ao módulo seguinte (de pré processamento).

Além dos requisitos funcionais, para garantir a qualidade do sistema este módulo também deve garantir a implementação dos requisitos não funcionais FN01, FN02 e FN03.

4.3.2 Módulo de Pré-Processamento

O módulo de pré-processamento é responsável por receber a imagem "crua", com todos os seus pixels capturados pelo dispositivo gerador de imagens e realizar todo o processamento necessário sobre esses pixels, de maneira a entregar aos módulos seguinte um conjunto de dados passível de gerar uma superfície tridimensional adequada ou então de ser visualizado volumetricamente. Como existem essas 2 possibilidades, o módulo deve ter ferramentas que possibilitem a manipulação das imagens que abranjam as necessidades dessas 2 funcionalidades, entregando como resultado uma imagem intermediária para ser usada por um dos módulos. Dessa forma, este módulo implementa os requisitos funcionais RF02 e RF03. Também nesse módulo estão presentes as ferramentas previstas nos requisitos funcionais RF10 e RF11. Todas as ferramentas e processos deste módulo devem cumprir as condições impostas pelos requisitos não funcionais RFN01 e RFN02.

4.3.3 Módulo de reconstrução 3D otimizada para RM

Este módulo tem como objetivo receber as imagens intermediárias geradas pelo módulo de pré-processamento e transformá-las em superfícies 3D, implementando os requisitos funcionais RF04 e RF06. Deve ser capaz de gerar superfícies individuais

de forma manual a comando do usuário, ou então gerar superfícies para todos os contornos detectados nas imagens.

A geração das superfícies deverá obedecer os parâmetros de escala contidos no registro da imagem, ou então receber manualmente esses parâmetros, caso os arquivos de entrada sejam imagens comuns.

Além de gerar as superfícies tridimensionais, este módulo também deve atribuir a elas materiais e características visuais apropriadas de acordo com os tecidos representados ou algum outro esquema de cores definido pelo usuário, implementando assim o requisito funcional RF07.

Esse módulo também deverá ter ferramentas para otimizar os modelos, visando a redução de sua contagem de polígonos de modo a permitir uma execução otimizada para o dispositivo Hololens, implementando assim o requisito funcional , RF05.

O resultado provido por este módulo poderá ser enviado, já processado, para o dispositivo de RM de forma a permitir visualização e interação, ou então poderá realizar este processamento diretamente no dispositivo de RM. Para garantir uma experiência satisfatória, todas as ferramentas deste módulo devem implementar os requisitos não funcionais RNF01 e RNF02.

]subsectionMódulo de Geração da Visualização volumétrica otimizada para RM

Como foi demonstrado no capítulo 2, muitas técnicas de visualização volumétrica tem alto custo computacional, mesmo para os padrões atuais de hardware. Dessa forma, o módulo de visualização volumétrica deve utilizar um método que consiga ter bom desempenho na visualização no dispositivo de RM, mantendo a latência a um nível mínimo possível, cumprindo assim o requisito funcional RF08 e os requisitos não funcionais RNF01, RNF02 e RNF04. O resultado provido por este módulo poderá ser enviado, já processado, para o dispositivo de RM de forma a permitir visualização e interação, ou então poderá realizar este processamento diretamente no dispositivo de RM, de acordo com as possibilidades.

4.3.4 Módulo de Visualização e Interação em RM

Este módulo é alocado para ser executado diretamente no dispositivo de RM. Ele recebe como entradas as visualizações volumétricas e superfícies 3D geradas pelos outros módulos.

A partir das entradas, este módulo deve realizar um rastreamento do paciente/-modelo, e alinhar os elementos virtuais apropriadamente, em tempo real, cumprindo o requisito funcional RF13, bem como os requisitos não funcionais RNF01, RNF02 e RNF04.

Este módulo também deverá fornecer funcionalidades de interação natural e simulação das etapas da TAVI, cumprindo assim os requisitos funcionais RF15 e RF16.

Além disso, o módulo deve conter as ferramentas para interação com a visualização devem ser providas, implementando assim os requisitos funcionais RF10, RF11, RF12 e RF14.

Para garantir uma experiência satisfatória, esse módulo também deve cumprir as condições impostas nos requisitos não funcionais RNF01, RNF02 e RNF04.

4.4 Considerações finais

Este capítulo descreveu a arquitetura projetada para possibilitar a implementação do sistema proposto e satisfazer todas as necessidades de funcionalidades descritas. Como pôde ser observado, a arquitetura apresenta muitos desafios técnicos, principalmente, pelo fato de envolver várias tarefas como processamento de imagens, segmentação, geração de superfícies e visualização volumétrica. Além disso, o módulo final de Visualização apresenta novos desafios inerentes à interface de Holografia Computacional.

O próximo capítulo apresenta os detalhes de implementação relacionados aos módulos propostos, decisões tomadas e suas justificativas.

Capítulo 5

Detalhes de Implementação

5.1 Introdução

Conforme foi apresentada no Capítulo 4, a arquitetura proposta para o sistema é bastante exigente em termos computacionais, combinando diversas técnicas distintas em um mesmo ambiente para suportar uma melhor visualização em ambiente de RM. Já no módulo de visualização e interação em RM, outras questões se apresentam, igualmente complexas. Dessa forma, é necessário escolher uma plataforma computacional robusta o suficiente para suportar a implementação de todas essas tarefas. As seções seguintes detalham essas escolhas, os problemas enfrentados ao longo do desenvolvimento e como foram solucionados.

5.2 Tecnologias e Dispositivos

Inicialmente, foram consideradas diversas plataformas para a implementação do sistema. Análises mais aprofundadas foram revelando diversos problemas e limitações em algumas delas, sendo que alguns casos resultaram em descarte de opções, levando a decisões mais drásticas de trocas de plataforma. A seguir, são detalhadas essas experiências, problemas enfrentados e as escolhas tomadas diante dos desafios.

5.2.1 AutoLisp

A linguagem AutoLISP é uma linguagem de script que pode ser utilizada para estender as funcionalidades do software AutoCad da Autodesk, automatizando procedimentos e criando novas possibilidades (AUTODESK, 2023 (accessed November 10, 2023)b). Ela foi considerada como uma possível candidata para a implementação dos módulos de processamento e geração de superfícies tridimensionais. No entanto, algumas limitações da linguagem impediram sua utilização efetiva, sendo os principais:

- Ausência de suporte a manipulação de bitmaps;
- Suporte muito restrito à manipulação de arquivos;
- Performance muito reduzida por ser interpretada.

5.2.2 MaxScript

A linguagem MaxScript é uma linguagem de script interpretada que acompanha o software 3DsMax da Autodesk, permitindo estender suas funcionalidades e criar novas rotinas e procedimentos (AUTODESK, 2023 (accessed November 10, 2023)c).

A linguagem Maxscript foi considerada para implementar alguns módulos do sistema, principalmente, pelo fato de compor o software 3DsMax e fornecer acesso a diversas funcionalidades do mesmo, como geração de malha e utilização de modifiers. Ela também oferece opções facilitadoras para a implementação de elementos de interface com o usuário, como botões, sliders e telas. Além disso, permite manipulação de bitmaps e abertura de arquivos.

Apesar das facilidades, a linguagem também apresenta baixa performance em tarefas mais complexas, como por exemplo o pré-processamento que envolve extensa manipulação de matrizes de pixels. Uma alternativa é a utilização da Maxcript para tarefas simples, em conjunto com outra tecnologia também da Autodesk, a MaxSDK que, por ser implementada em linguagem C++, consegue obter desempenho muito satisfatório nas tarefas mais pesadas.

Uma versão inicial do sistema foi implementada utilizando essa abordagem híbrida entre a MaxScript e a MaxSDK. Ela será detalhada no capítulo de Resultados.

5.2.3 MaxSDK

A MaxSDK é uma API que roda sobre a linguagem C++ e que permite a criação de novas funcionalidades para o software 3dsMax da Autodesk (AUTODESK, 2023 (accessed November 10, 2023)a). O seu desempenho é muito elevado em tarefas que exigem muito poder computacional. Porém, a criação de elementos de interface é um pouco complicada e insuficientemente documentada. Por esse motivo, muitas vezes opta-se por desenvolver elementos de interface utilizando a linguagem MaxScript e utilizar a MaxSDK para as tarefas mais pesadas. Como já foi mencionado, foi criada uma versão inicial do sistema proposto, utilizando as duas tecnologias nessa forma híbrida.

5.2.4 Unity

A plataforma Unity é uma engine/IDE para o desenvolvimento de aplicações gráficas 2D e 3D (TECHNOLOGIES, 2023 (accessed November 10, 2023)). Ela oferece suporte para a maioria dos sistemas operacionais e dispositivos atuais, inclusive o dispositivo Hololens.

O seu desempenho é variável, pois utiliza scripts em linguagem C, que é interpretada. Para tarefas em que se precise desempenho maior, é possível utilizar bibliotecas de vínculo dinâmico (DLL) externas, que podem ser implementadas em linguagens compiladas de alto desempenho como C e C++. Também existem diversas otimizações que compilam de forma diferenciada trechos críticos de código, conseguindo extrair mais performance do sistema.

A Unity também permite a criação e manipulação de malha tridimensional diretamente via código. Além disso, é possível programar Shaders específicos para criar materiais mais realísticos e serem executados diretamente pela placa de vídeo, otimizando a performance das aplicações geradas.

Outras funcionalidades incluem o acesso a arquivos, elementos de interface com o usuário, facilidade de exportação para outras plataformas e suporte a dispositivos especiais diversos.

Um outro ponto a se destacar é que a Unity vem se tornando uma das principais engines para o desenvolvimento de jogos e aplicações gráficas a nível mundial, faci-

litando a obtenção de recursos e o desenvolvimento de APIs e suporte por parte dos fabricantes de dispositivos.

Além das vantagens técnicas, a Unity possui também uma ampla base de conhecimento disponível na Internet de forma gratuita, facilitando o aprendizado e resolução de problemas na plataforma.

Diante de todas as características favoráveis encontradas na Unity e de alguns problemas de performance encontrados na versão anterior, resolveu-se portar para a Unity a versão desenvolvida inicialmente como um plugin no 3dsMax. Essa versão inicial foi documentada e pode ser posteriormente retomada, já sendo capaz de realizar muitas tarefas de pré-processamento e até o reconhecimento de contornos e geração parcial de superfícies 3D.

5.2.5 Dispositivo de hardware para suporte à RM

À época do início deste estudo, existiam poucos dispositivos de hardware especializados em prover suporte à RM, principalmente dispositivos de visada direta. Dessa forma, após uma análise criteriosa, optou-se pelo dispositivo HoloLens da Microsoft (HOLOLENS, 2023 (accessed November 10, 2023)), devido às seguintes características, que podem facilitar a implementação da arquitetura criada:

- Suporte nativo para a engine gráfica Unity, previamente selecionada para implementação dos módulos, em substituição à MaxScript;
- Conectividade wifi, bluetooth e usb, possibilitando transferência de arquivos e futuras expansões de sensores e funcionalidades;
- Sensores nativos para mapeamento 3D do ambiente real e interação com o mesmo;
- Captura e processamento nativos de interações naturais gestuais e comandos de voz;
- Sistema de visualização do tipo “see-through” (visada direta), que permite uma experiência mais completa de RM para os fins pretendidos.

5.3 Módulo de Parser e Pré-processamento

Como este módulo agrega 2 funções distintas, executadas sequencialmente, a implementação das mesmas são detalhadas a seguir, separadamente

5.3.1 Parser

Este submódulo tem como função receber um ou mais arquivos no formato DICOM (ou formatos gráficos comuns), cumprindo o requisito funcional RF01, e extrair dos mesmos as informações pertinentes à visualização da imagem, tais como:

- Tipo do estudo;
- Parâmetros de captura;
- Espaçamento entre slices;
- Escala de captura da imagem;

Os arquivos DICOM, normalmente, contém dezenas ou até centenas de TAGS de informações além dessas. Porém, para o foco deste trabalho a maioria das TAGs foi ignorada. Apesar disso, pensando em uma expansão futura, o módulo foi concebido de forma a poder receber e interpretar novas TAGs no futuro, cadastrando-se as TAGs de interesse em um dicionário de tags que é consultado para decidir como interpretar e armazenar os dados.

Foram feitos alguns experimentos para validar a leitura de TAGs dos arquivos DICOM antes de integrar o módulo ao sistema final, bem como escolher os melhores métodos de acesso a arquivos, cumprindo os requisitos não funcionais RNF02 e RNF03. A Figura 5.1 apresenta um trecho do código mostrando o construtor da classe responsável pela interpretação das TAGs.

Os métodos `getPreamble()`, `getPrefix()` e outros foram implementados na mesma classe. Existe uma classe principal que utiliza a classe `TagReader` quando é solicitada a abertura de um novo arquivo ou conjunto de arquivos DICOM.

As TAGs recuperadas a partir do arquivo são armazenadas em objeto da classe `TagReader`, que fica disponível para os próximos módulos.

Figura 5.1: Trecho de código para leitura de TAGs em arquivos DICOM

```
public TagReader(string path){
try{
using (FileStream fs = File.Open (path, FileMode.Open, FileAccess.Read)) {
arquivo = new BinaryReader(fs);

preamble = getPreamble ();
prefix = getPrefix ();

DataElement temp = getTag ("(0028.0008)");
if (temp != null)
frames = System.Convert.ToInt32 (temp.valueField);
else
frames = 1;

...
}
```

Para evitar problemas relativos ao arquivo, o leitor é implementado utilizando tratamento de exceções básico, que pode ser futuramente expandido com particularizações de cada tipo de erro. Esse tratamento cumpre o requisito não funcional RNF03

5.3.2 Pré-Processamento

Este submódulo é bastante extenso, pois é nele que muitas tarefas iniciais de processamento das imagens contidas nas slices é feito, sendo portanto necessário contemplar os requisitos funcionais RF02 e RF03, bem como os requisitos não funcionais RNF01 e RNF02.

Logo após leitura das TAGs, o sistema faz uma verificação para ver se o objeto retornado da classe TagReader é válido. Quando o resultado é positivo, o sistema carrega então os dados de imagem contidos no arquivo. A Figura 5.2 apresenta um trecho do código responsável por esse carregamento.

```
if (leitor.arquivo != null) {
    altura = leitor.rows;
    largura = leitor.columns;
    //voxelExportSteps = (int)Math.Sqrt(largura);

    imgData = new int[largura, altura];
    imgAlter = new int[largura, altura];
    dicomViewportImage = new Texture2D (largura, altura);

    for (int i = 0; i < altura; i++) {
        for (int j = 0; j < largura; j++) {
            imgData [i, j] = System.BitConverter.ToInt16 (leitor.dicomData, (i * largura
                + j) * 2);//posicao de inicio nofinal do comando multiplica por 2 porque usa
                2 bytes para cada valor
            if (imgData[i, j]>maior)maior = imgData[i, j];
            if (imgData[i, j]<menor)menor = imgData[i, j];
        }
    }
    ...
}
```

Figura 5.2: Trecho de código para carregamento dos pixels de arquivos DICOM

Ao contrário de imagens comuns, arquivos DICOM podem ter, tipicamente, 16 bits de profundidade por pixel, podendo assim apresentar uma variação de 65536 tons de cinza. Como os monitores utilizados na visualização das imagens são restritos a 256 tons de cinza, existe um mecanismo descrito no padrão DICOM para possibilitar a visualização, sendo composto de 2 parâmetros que trabalham em conjunto:

- **Window Width:** define uma largura da janela de visualização, ou seja, qual a faixa de frequências será comprimida para ser visualizada;
- **Window Center:** define o centro da janela de visualização, permitindo navegar entre as densidades e escolher a melhor posição em conjunto com o parâmetro Window Width.

Para implementar essas duas funcionalidades, foi utilizado o código contido na Figura 5.3.

```
if (temp < windowCenter - (windowWidth / 2))
    cor = (byte)(0);
else if (temp > windowCenter + (windowWidth / 2))
    cor = (byte)(0);
else {
    cor = (byte)((temp - (windowCenter - windowWidth / 2.0)) / windowWidth * 255);
}
```

Figura 5.3: Código implementando os parâmetros Window Width e Window Center

O código da Figura 5.3 faz 3 testes. Se o valor do pixel estiver fora da janela de visualização, ele é automaticamente definido como preto. Caso contrário ele é calculado em função do seu percentual na janela de visualização, ficando normalizado entre 0 e 255, que é a quantidade de tonalidades suportada pela vasta maioria dos dispositivos. Alguns softwares implementam essas funções de tal forma que os valores superiores à janela de visualização são identificados como branco, pois a visualização em alguns casos é mais confortável dessa forma ao incluir, por exemplo, ossos que de outra forma ficam incompletos, apresentando alguns locais sem preenchimento por terem densidades registradas mais elevadas. A Figura 5.4 apresenta o resultado de duas configurações distintas sobre esses parâmetros no sistema implementado.

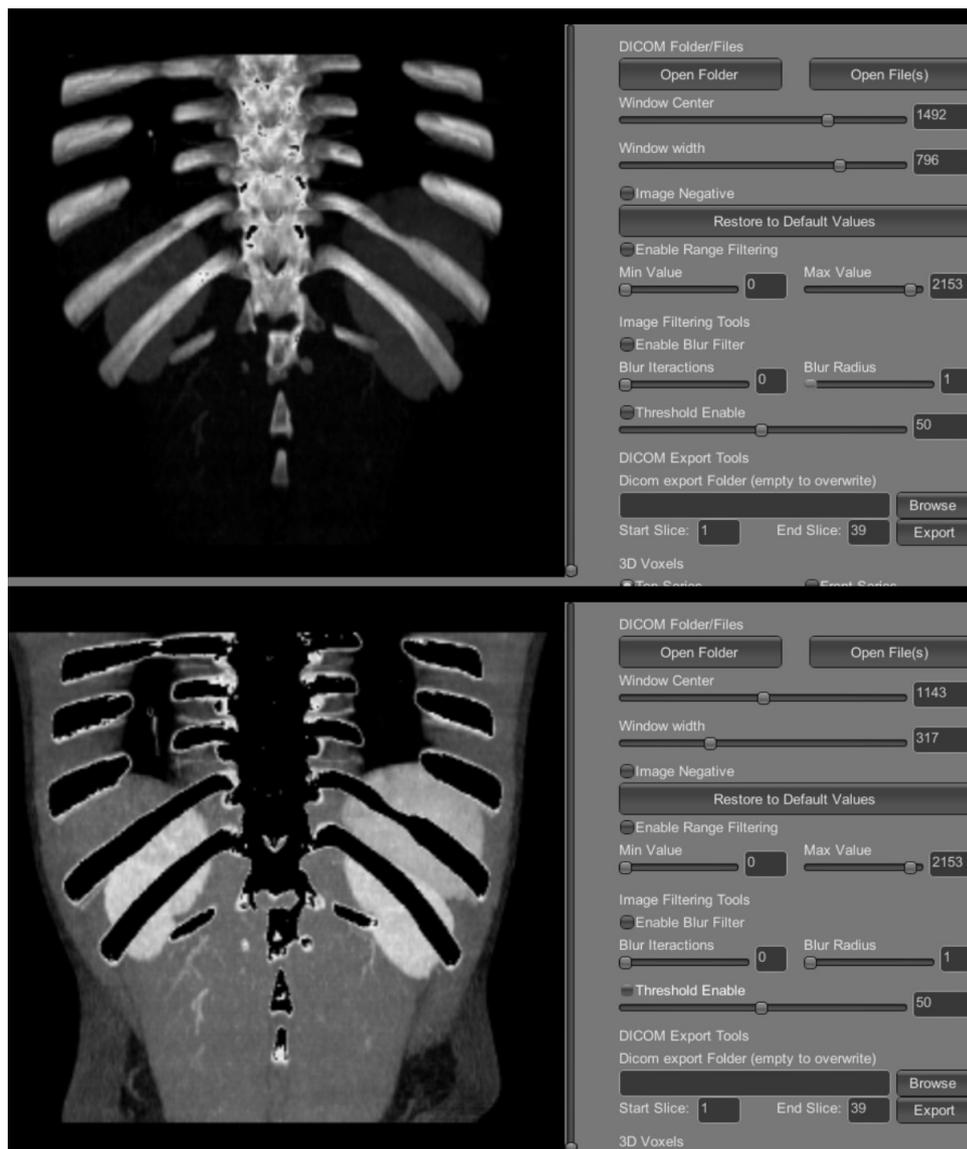


Figura 5.4: Configurações dos parâmetros de Window width e Window center no sistema e seus efeitos visuais

Como pode ser visto na Figura 5.4, a interface do sistema possui elementos de interface que facilitam a alteração dos parâmetros.

5.3.3 Funções para filtragem e colorização

Em cumprimento ao requisito funcional RF02, foram implementadas diversas funções para filtragem dos pixels originais das imagens, bem como funções de colorização para cumprir o requisito funcional RF09.

Uma funcionalidade implementada neste módulo é a possibilidade de ver a imagem em modo negativo, invertendo as cores claras e escuras dos pixels. Esta funcionalidade

dade é útil para realçar detalhes escondidos em partes escuras das imagens. A Figura 5.5 apresenta um trecho de código que implementa essa funcionalidade.

Figura 5.5: Código implementando a opção de negativo da imagem

```
if (negativeImg){  
    cor = (byte)(255 - cor);  
}
```

Este código já recebe o valor da cor normalizado pelos parâmetros Window Width e Window Center (entre 0 e 255) e o inverte, caso a opção negativo esteja ativada.

Para permitir o isolamento de determinados tecidos, facilitando uma possível reconstrução 3d ou visualização volumétrica, foi implementado um filtro do tipo “Passa faixa” para as densidades, com limite superior e inferior. Dessa forma, é possível isolar os tecidos de acordo com suas densidades específicas, escondendo os tecidos restantes. Este filtro atua antes da normalização dos valores pelos parâmetros Window Width e Window Center. A Figura 5.6 apresenta o trecho de código responsável por implementar essa funcionalidade.

```
if (maskEnable) {  
    for (int i = 0; i < altura; i++) {  
        for (int j = 0; j < largura; j++) {  
            if (imgData [i, j] < inicioMask || imgData [i, j] > fimMask)  
                imgData [i, j] = menor;  
        }  
    }  
}
```

Figura 5.6: Código implementando a opção de filtragem por densidade

O código apresentado na Figura 5.6 verifica se os valores estão fora da faixa configurada, atribuindo a eles o menor valor de densidade disponível (-32768) que resultará em uma representação como preto após a normalização.

Outra ferramenta implementada foi um filtro de média do tipo “Box Blur”, que suaviza a imagem eliminando possíveis ruídos, sendo útil para mesclar pixels e facilitar a detecção de contornos e geração de superfícies 3D. Este filtro foi implementado de maneira a permitir a alteração do raio de atuação e também a quantidade de iterações

que o filtro executa sobre a imagem. O código para o filtro é apresentado na Figura 5.7.

```
int[,] blurGray(int[,] img,int largura,int altura,int passes,int raio){
    int[,] temp = new int[largura, altura];
    int[,] temp2 = new int[largura, altura]; //para manter copia

    Array.Copy (img, temp2, img.Length);
    Array.Copy (img, temp, img.Length);

    for (int interaction = 0; interaction < passes; interaction++) {
        //print ("iteracion: " + interaction);
        for (int i = 0; i < largura; i++) {
            for (int j = 0; j < altura; j++) {

                int x1 = i - raio; if(x1<0)x1=0;
                int x2 = i + raio; if(x2>largura-1)x2=largura-1;
                int y1 = j - raio; if(y1<0)y1=0;
                int y2 = j + raio; if(y2>altura-1)y2=altura-1;

                float soma=0;
                int qtde = 0;

                for (int k = x1; k <= x2; k++) {
                    for (int l = y1; l <= y2; l++) {
                        soma+= temp2[k,l];
                        qtde += 1;
                    }
                }
                soma = soma / qtde;

                //if(i==255 && j==255)print("soma:"+soma+" (int)" +(int)soma+" original: "+
                img[i,j]);
                temp [i,j] = (int)soma;
            } //j
        } //i
        Array.Copy (temp, temp2, temp.Length);
    } //interaction
    return temp;
}
```

Figura 5.7: Código implementando a opção de filtragem por densidade

Uma outra funcionalidade que é muito útil na reconstrução de superfícies 3D é o filtro de threshold, que divide a imagem em duas metades de acordo com um limiar definido. Assim, todos os pixels que tiverem valores menores que o limiar serão movidos para a metade com nível 0(zero), enquanto que os pixels com valores iguais ou superiores ao limiar são movidos para a metade com nível alto (1 ou 255). A Figura 5.8 apresenta o código responsável por implementar essa funcionalidade.

```
if (thresholdEnable) {  
    if (cor / 255.0 * 100 >= threshValue)  
        cor = 255;  
    else  
        cor = 0;  
}
```

Figura 5.8: Código implementando a opção de filtragem por threshold

O capítulo de resultados irá mostrar diversos casos de utilização de todos os filtros implementados.

Para auxiliar a identificação de densidades pelo usuário, foi implementada uma funcionalidade capaz de identificar para cada pixel o valor original de sua densidade, sua posição nos eixos x e y e o valor atual em escala de cinza, de acordo com o local para onde aponta o cursor do mouse. Um usuário pode, por exemplo, apontar para um tecido ósseo e identificar as densidades presentes no mesmo, realizando assim uma filtragem específica para isolar esse tecido dos restantes em uma reconstrução ou visualização. A Figura 5.9 apresenta o código que implementa esta funcionalidade.

```
if(activex)textPixels = "Pixel x:" + mouse.x + " y:" + mouse.y + " Dicom  
value: " + imgData [(int)mouse.x, (int)mouse.y] + " Gray Value " + (int)(  
dicomViewportImage.GetPixel ((int)mouse.x, (int)mouse.y).r * 255);
```

Figura 5.9: Código implementando a funcionalidade de visualização das informações dos pixels

Uma outra funcionalidade importante implementada neste módulo é a de navegação entre as slices de um estudo, cumprindo o requisito funcional RF03. Esta funcionalidade foi implementada de forma que quando o usuário utiliza a rolagem do botão do meio do mouse, o sistema troca entre as slices. Para manter o uso de memória do computador baixo e cumprir o requisito não funcional RNF02, esse carregamento é feito diretamente do disco, não representando prejuízos visíveis no processamento, pois uma imagem DICOM possui tipicamente tamanho de 512 Kilobytes, sendo que a capacidade média de leitura nos discos rígidos atuais permitiria o carregamento simultâneo de dezenas ou centenas de imagens em apenas 1 segundo. Já o carregamento

de uma centena de imagens consumiria pelo menos 500 Megabytes de memória RAM, uma quantidade bastante considerável. Cabe aqui uma ressalva de que, para a versão implementada no dispositivo Hololens, essa lógica teve que ser invertida, uma vez que o armazenamento interno do dispositivo tem acesso extremamente lento (cerca de 2.5 Mbytes por segundo). Também no dispositivo Hololens a rolagem do mouse é substituída por interações gestuais.

Ainda utilizando a rolagem do botão do meio do mouse, foram implementadas opções para alterar os parâmetros da maioria das funcionalidades, facilitando assim a interação. A Figura 5.10 apresenta um trecho do código que implementa essas funcionalidades.

```
if (rectView.Contains (mouse)) {
    float scroll = Input.GetAxis ("Mouse ScrollWheel");
    slice += (int)(scroll * 10);
    if (scroll > 0f)
        if (slice > exportEndSlice - 1) slice = exportEndSlice - 1;
        if (slice < exportStartSlice) slice = exportStartSlice;
    if(activeView)textPixels = "Pixel x:" + mouse.x + " y:" + mouse.y + " Dicom
    value: " + imgData [(int)mouse.x, (int)mouse.y] + " Gray Value " + (int)(
    dicomViewportImage.GetPixel ((int)mouse.x, (int)mouse.y).r * 255);
}
else if(rectWCenter.Contains(mouse)){
    float scroll = Input.GetAxis ("Mouse ScrollWheel");
    windowCenter += (int)(scroll * 20);
}
else if(rectWWidth.Contains(mouse)){
    float scroll = Input.GetAxis ("Mouse ScrollWheel");
    windowWidth += (int)(scroll * 20);
}
else if(rectValMin.Contains(mouse)){
    float scroll = Input.GetAxis ("Mouse ScrollWheel");
    inicioMask += (int)(scroll * 10);
}
else if(rectValMax.Contains(mouse)){
    float scroll = Input.GetAxis ("Mouse ScrollWheel");
    fimMask += (int)(scroll * 10);
}
else if(rectBlurIter.Contains(mouse)){
    float scroll = Input.GetAxis ("Mouse ScrollWheel");
    blurPasses+= (int)(scroll * 10);
}
else if(rectBlurRad.Contains(mouse)){
    float scroll = Input.GetAxis ("Mouse ScrollWheel");
    blurRadius+= (int)(scroll * 10);
}
else if(rectThresh.Contains(mouse)){
    float scroll = Input.GetAxis ("Mouse ScrollWheel");
    threshValue+= (int)(scroll * 10);
}
else if(rectQualidadeView.Contains(mouse)){
    float scroll = Input.GetAxis ("Mouse ScrollWheel");
    voxelSteps+= (int)(scroll * 10);
}
}
```

Figura 5.10: Código implementando Reações ao comando da rolagem do mouse para troca entre slices e em diversas ferramentas do sistema

Uma última ferramenta implementada foram esquemas de PseudoCores para a representação dos tecidos, cumprindo o requisito funcional RF09. Como cada tecido tem uma densidade específica, é possível criar cores e características de materiais que consigam aproximar o efeito visual ao dos tecidos reais. Para tanto é feita uma correlação entre a densidade e uma cor e material específicos. Foi implementada uma versão inicial desta funcionalidade, utilizando alguns poucos esquemas de cores, sendo que, posteriormente, podem ser disponibilizados e criados esquemas adicionais pelo próprio usuário. A Figura 5.11 apresenta o código que implementa esta funcionalidade.

```

public class ColorScheme
{
    public Color32[] colorMatrix;
    public Color32[] maskedColorMatrix;
    public Color32[] colorGuides=null;
    public Color32 transparent = new Color32(0, 0, 0, 0);
    public short[] guidePositions = null;

    public float alphaMult = 1;
    public bool alphaDisable = false;
    public ColorScheme() { colorMatrix = new Color32[65536];}
    public void buildColorMatrix(int inicioMask, int fimMask) {
        //limpa ranges antes e depois da mascara
        for (int i = 0; i < inicioMask; i++) colorMatrix[i] = transparent;
        for (int i = fimMask; i < 65536; i++) colorMatrix[i] = transparent;
        Color32 cor = new Color32();
        float temp;
        for (int i = 0; i < colorGuides.Length-1; i++)
        {
            for (int j = guidePositions[i]; j < guidePositions[i + 1]; j++)
            {
                cor.r = (byte)Mathf.Lerp(colorGuides[i].r, colorGuides[i + 1].r,
                ((j - guidePositions[i] * 1.0f) / (guidePositions[i + 1] - guidePositions[i]
                ])));
                cor.g = (byte)Mathf.Lerp(colorGuides[i].g, colorGuides[i + 1].g,
                ((j - guidePositions[i] * 1.0f) / (guidePositions[i + 1] - guidePositions[i]
                ])));
                cor.b = (byte)Mathf.Lerp(colorGuides[i].b, colorGuides[i + 1].b,
                ((j - guidePositions[i] * 1.0f) / (guidePositions[i + 1] - guidePositions[i]
                ])));
                if (alphaDisable) cor.a = 255;
                else
                {
                    temp = (alphaMult * Mathf.Lerp(colorGuides[i].a, colorGuides
                    [i + 1].a, ((j - guidePositions[i] * 1.0f) / (guidePositions[i + 1] -
                    guidePositions[i]
                    ]))));
                    if (temp > 255) cor.a = 255;
                    else cor.a = (byte)temp;
                }
                colorMatrix[j] = cor;
            }
        }
    }
}

```

Figura 5.11: Código implementando a funcionalidade de Pseudo Cores

A versão mais atual do sistema, implementada na plataforma Unity, ainda não teve

todas as ferramentas da versão anterior portadas, pois o foco foi desenvolver a visualização volumétrica, que entendeu-se ser suficiente para o propósito de simulação e treinamento da técnica TAVI.

5.4 Módulo de Visualização volumétrica para RM

Este módulo é responsável por receber a imagem pré-processada com filtros e efeitos e combinar essas imagens em uma visualização volumétrica 3D, cumprindo assim o requisito funcional RF09, e também devendo cumprir os requisitos não funcionais RNF01 e RNF02.

Como foi mostrado no Capítulo 2, existem vários métodos para realizar esta tarefa, sendo que atualmente o mais utilizado nos softwares de visualização é o de Ray Casting otimizado. Este método gera resultados visualmente muito bons. Porém, tem a desvantagem de ser calculado em tempo real pela CPU/GPU a cada frame. Com o objetivo de verificar a viabilidade deste método em ambiente de RM, foi implementada uma versão do algoritmo em OpenGL fornecida pela NVidia que utiliza recursos da GPU para gerar a visualização (NVIDIA, 2023 (accessed November 10, 2023)).

Esta versão do algoritmo necessita de uma estrutura especial de textura 3D, que precisa ser alimentada com os dados volumétricos. Originalmente, esse exemplo renderizava apenas texturas em escala de cinza, tendo sido necessária uma melhoria no código para permitir a utilização das cores. A Figura 5.12 apresenta a parte do código que cria a Textura 3D e a integra ao algoritmo de raycasting.

```
...
    Color[] tempArray = tempTexture.GetPixels ();
    Array.Copy (tempArray, 0, pixels3D, contSlice * 512 * 512, tempArray.Length);
    yield return null;
} //fim for slices
    yield return null;
Texture3D texture = new Texture3D (512,512,512,TextureFormat.ARGB32,false);
texture.SetPixels (pixels3D);
texture.Apply ();
volumeCube.transform.localScale = new Vector3 (500, 500 * offsetZ, 500);
volumeCube.transform.localPosition = new Vector3 (0, 500 * offsetZ / 2, 0);
volumeCube.GetComponent<Loader> ().updateCube (texture);
volumeCube.GetComponent<Renderer> ().enabled = true;
} //fim create voxels
```

Figura 5.12: Código criando a Textura 3D e integrando o sistema ao raycasting

No capítulo de Resultados serão mostrados alguns exemplos da visualização conseguida com a utilização de Ray Casting, comparados ao outro método implementado.

A principal motivação para implementar um método alternativo ao Raycasting, foi o desempenho inicial obtido. Com o sistema sendo executado em um computador com processador Intel i7 Quadcore de 2.1 GHZ e uma placa gráfica AMD Radeon 7700M, a quantidade de frames por segundo ficou entre 25 e 35 quadros, um desempenho aceitável. Porém ao portar esse algoritmo para a versão de RM no dispositivo HoloLens, a taxa de frames por segundo caiu para cerca de 5 em um estudo com apenas 50 slices, devido às configurações mais modestas de hardware presentes no mesmo. Mais detalhes sobre esses testes serão mostrados no capítulo de resultados

O método alternativo proposto baseia-se em criar séries de texturas bidimensionais a partir das imagens de uma série nos 3 eixos X, Y e Z, posicionando-as no espaço 3D, mantendo a escala da captura, tal como proposto por (WILSON O., 1994). As imagens de uma das dimensões são as próprias slices do estudo. As demais imagens são obtidas utilizando-se os pixels das slices como linhas e colunas da imagem de destino, interpolando o resultado para melhorar o aspecto visual. Todas essas texturas são então inseridas no espaço tridimensional para serem exibidas. Como possuem transparência alpha e ficam posicionadas de forma entrelaçada, gera-se a ilusão de um volume tridimensional completo. É possível criar ainda texturas adicionais com interpolações entre 2 texturas existentes, preenchendo assim mais o campo de visualização. A Figura 5.13 mostra o processo de criação desse tipo de visualização e a Figura 5.14 traz um trecho do código responsável por esse processamento.

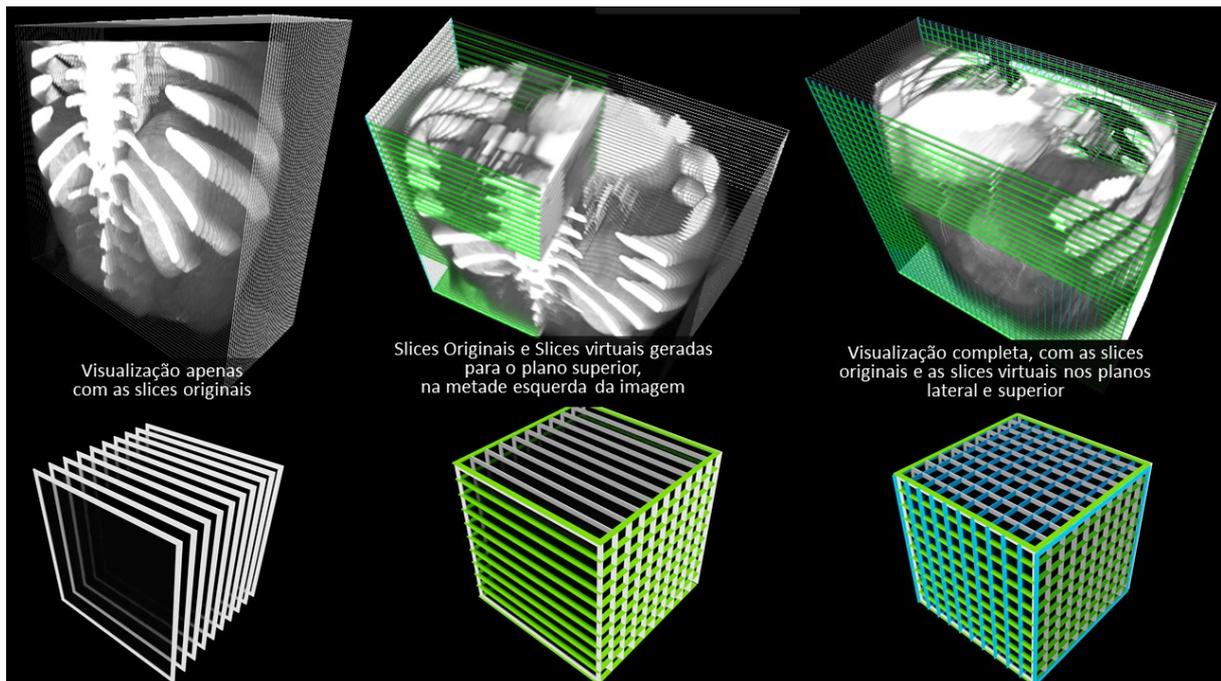


Figura 5.13: Processo de criação da visualização volumétrica alternativa

```

...
for (int contSlice = 0; contSlice < totalSlices; contSlice++) {
    plane = new GameObject ("plane");
    Texture2D tempTexture = voxelFrontTextures.ToArray () [contSlice];
    MeshFilter meshFilter = (MeshFilter)plane.AddComponent (<typeof (MeshFilter)>);
    meshFilter.mesh = CreateMesh (x,y,z+offsetZ*contSlice,tempTexture.width,
    tempTexture.height,false);
    MeshRenderer renderer = plane.AddComponent (<typeof (MeshRenderer)>) as
    MeshRenderer;
    renderer.GetComponent <Renderer >.material.shader = Shader.Find ("Unlit/
    Transparent");
    renderer.material.mainTexture = tempTexture;
    renderer.material.color = Color.red;
    if (topSeries) {
        plane.transform.Rotate (90, 0, 0);
    }
    voxelFrontList.Add (plane);
}
if (generateTop) {
    int altura = voxelFrontTextures.ToArray () [0].height;
    int largura = voxelFrontTextures.ToArray () [0].width;

    for (int slice = 0; slice < totalSlices * topSlices; slice++) {
        Texture2D top = new Texture2D (totalSlices, altura);
        for (int i = 0; i < totalSlices; i++) {
            for (int j = 0; j < altura; j++) {
                //top.SetPixel (i,j,new Color (j*1f/a.height,slice*1f/totalSlices,0,1));
                top.SetPixel (i, j, voxelFrontTextures.ToArray () [i].GetPixel ((int)(
                largura / (totalSlices * topSlices) * slice), j));
            }
        }
    }
}
...

```

Figura 5.14: Código da visualização volumétrica por texturas bidimensionais

Com a utilização deste método, foi possível obter taxas de aproximadamente 60 quadros por segundo na versão desktop, o que se justifica pelo fato do processamento necessário nesse caso ser apenas o cálculo da transparência alpha entre as slices. Há um custo maior de memória de texturas, mas considerando-se um estudo médio de 75 slices, a criação de mais 75 slices virtuais nas outras 2 dimensões acarretaria um consumo de memória de aproximadamente 115,2 Megabytes ($512\text{kilobytes} * 75\text{ slices} * 3\text{ dimensões}$), algo bastante viável para o hardware do dispositivo Hololens, que conta com cerca de 2 GB de memória DDR3 compartilhada.

Um outro ponto que favorece a utilização deste algoritmo é a possibilidade de se realizar cortes nos 3 planos, simplesmente escondendo as texturas bidimensionais, o que demanda muito pouco processamento adicional.

Existe ainda um recurso muito interessante suportado, atualmente, pela vasta maioria das placas gráficas, que é o MipMap, originalmente proposto por (WILLIAMS, 1983). Esse recurso permite a geração de múltiplas resoluções de uma textura, que são intercambiadas na exibição de acordo com a distância entre a câmera e o observador, resultando num ganho de performance considerável. O algoritmo desenvolvido é passível de utilizar esta otimização, uma vez que é baseado em mapeamento de texturas.

O Capítulo de Resultados mostrará alguns comparativos entre os 2 algoritmos e seus resultados.

É importante salientar que a visualização volumétrica desenvolvida para o sistema, funciona tanto no dispositivo Hololens, quanto no computador Desktop tradicional, permitindo sua utilização conforme for mais conveniente. Para o Hololens inicialmente foi disponibilizado um botão no módulo desktop, que registra e exporta todas as configurações feitas sobre as slices, de forma a gerar dentro do dispositivo Hololens uma versão espelhada ao que foi construído no computador Desktop. Nesse primeiro momento, o processamento é feito novamente no Hololens, mas estuda-se a implementação de uma forma compartilhada de processamento, onde o Hololens enviaria comandos para um computador Desktop de alta performance, recebendo os resultados já processados para adicionar à experiência de RM.

5.5 Módulo de reconstrução 3D otimizada para RM

Este módulo já tinha sido implementado na versão do sistema que era executada como um plugin do software 3dsMax da Autodesk. No novo sistema, esta funcionalidade foi deixada para desenvolvimento posterior, pois entendeu-se que a visualização volumétrica já poderia fornecer as ferramentas de filtragem e visualização necessárias para a simulação da TAVI. Dessa forma, as descrições, códigos e imagens dessa versão são referentes à versão do plugin para o 3dsMax.

O objetivo deste módulo é construir superfícies 3D tradicionais, a partir de contornos detectados nas imagens. Estas formariam a silhueta dos tecidos. Em muitos casos, pode haver ruídos que dificultam essa detecção. Por isso, a importância de realizar uma boa filtragem e seleção de densidades com as ferramentas fornecidas no módulo de pré processamento.

O módulo de reconstrução de superfícies recebe a imagem do módulo de pré-processamento já limiarizada, ou seja, separada entre partes pretas e brancas.

Utilizando um algoritmo de varredura horizontal e vertical, foi possível detectar os contornos das imagens limiarizadas. Para facilitar a identificação visual, foram atribuídas cores diferentes para os contornos horizontais e verticais detectados.

Em seguida, o usuário tem 2 opções, podendo selecionar as regiões que deseja reconstruir manualmente, ou utilizar um processo automatizado que varre a imagem já com os contornos e detecta todas as regiões existentes armazenando-as em estruturas próprias, individualmente.

O processo de detecção começa com uma varredura a partir de um ponto da imagem. O algoritmo vai se deslocando para a esquerda, um pixel por vez, até encontrar um pixel da região. Nesse momento, entra em ação o algoritmo que segmenta a região de fato. Esse algoritmo começa escolhendo um pixel vizinho do atual, baseado em uma vizinhança de 8 pixels (GONZALEZ; WOODS, 2000), em sentido horário. Ao encontrar um pixel, o mesmo é marcado e o processo se reinicia. Os 2 últimos pixels são utilizados para estabelecer o ângulo em que o percurso está acontecendo. Na próxima iteração, se houver mais de 1 vizinho disponível, a prioridade sempre será de seguir o vizinho mais próximo do ângulo anterior. Se não houver vizinho neste ponto, os 2 vizinhos adjacentes são verificados até se encontrar um que esteja disponível ou o fim da região. Essa estratégia evita que o algoritmo entre em becos sem

saída, proporcionando uma segmentação muito eficaz dos contornos. O contorno detectado é negativado na imagem, de forma que uma próxima detecção não o encontre novamente. A Figura 5.15 apresenta as 3 fases da detecção e segmentação de um contorno. A Figura 5.16 apresenta um trecho de código do algoritmo que realiza a detecção inicial das bordas e a Figura 5.17 mostra o código de segmentação de regiões.

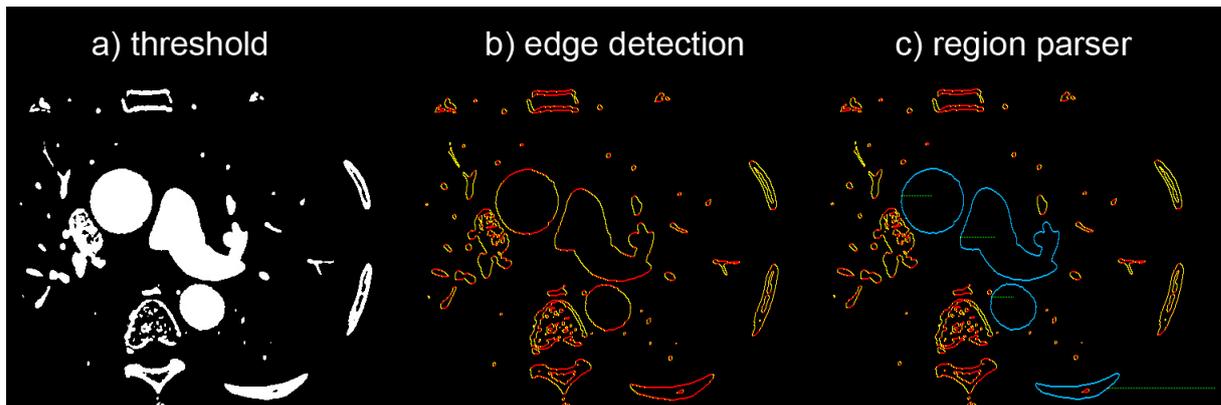


Figura 5.15: Detecção de contornos: a) imagem limiarizada recebida, b) detecção das bordas, c) seleção e segmentação de contornos

```

fn getBorders = (
  linhanova = #()
  linhanova[512]=(color 0 0 0)
  for i=1 to 511 do(
    linha = getPixels dicomThresh [0, i] 512
    for j=1 to 511 do (
      if linha[j].red!=linha[j+1].red then linhaNova[j]=(color 255 255 0) else
        linhaNova[j]=(color 0 0 0)
    )
    setPixels dicomBorder [0,i] linhanova
  )
  -- agora nas colunas
  for i=1 to 510 do(
    linhanova = getPixels dicomBorder[0,i] 512
    linha1 = getPixels dicomThresh [0, i] 512
    linha2 = getPixels dicomThresh [0, i+1] 512
    linha2border = getPixels dicomBorder [0, i+1] 512
    for j=1 to 511 do (
      if linha1[j].red!=linha2[j].red do (--se o pixel de baixo diferente do de
        cima
        if linha2border[j].red==0 then linhaNova[j]=(color 255 0 0) --so desenha o
        pixel se nao tiver outro embaixo pretra ado pelas bordas das linhas
      )
    )
    setPixels dicomBorder [0,i] linhanova
  )
)

```

Figura 5.16: Código para detecção inicial das bordas com varredura horizontal e vertical

```

fn getRegion2 pos =
  ..
  if i>0 do(
    while contPoints < maxArea and flagRegion==true do(
      --pega os 8 vizinhos do pixel
      up=getPixels dicomBorder [xPoint - 1,yPoint-1] 3
      mid=getPixels dicomBorder [xPoint - 1,yPoint] 3
      down=getPixels dicomBorder [xPoint - 1,yPoint+1] 3
      neigh=up+mid+down -- cria um array unificando top mid bot
      --cria a sequencia de rastreamento das bordas
      trackStart=anteriorPosicao--+4
      --if trackStart>9 then trackStart-=9

      if trackStart==1 then trackSequence=#(1,2,4,3,7,6,8,9)
      if trackStart==2 then trackSequence=#(2,3,1,6,4,9,7,8)
      if trackStart==3 then trackSequence=#(3,6,2,1,9,8,4,7)
      if trackStart==4 then trackSequence=#(4,1,7,2,8,3,9,6)
      if trackStart==6 then trackSequence=#(6,9,3,8,2,7,1,4)
      if trackStart==7 then trackSequence=#(7,4,8,1,9,2,6,3)
      if trackStart==8 then trackSequence=#(8,7,9,4,6,1,3,2)
      if trackStart==9 then trackSequence=#(9,8,6,7,3,4,2,1)

      i=1
      flagPoint=true
      while flagPoint==true and i<8 do(
        if neigh[trackSequence[i]].red>0 do(
          if debug then print("neigh escolhido: "+trackSequence[i] as string+ " - "+
            neigh[trackSequence[i]] as string);
          anteriorPosicao=trackSequence[i]--atualiza posicao do pixel anterior
          setPixels dicomBorder [xPoint+neighx[trackSequence[i]],yPoint+neighy[
            trackSequence[i]]] #(color 0 (bvalue/2) bvalue)
          appendIfUnique regionPoints [xPoint+neighx[trackSequence[i]],-1*(yPoint+
            neighy[trackSequence[i]])]
          xPoint=xPoint+neighx[trackSequence[i]]
          yPoint=yPoint+neighy[trackSequence[i]]
          if debug then print("proximo ponto: "+xpoint as string+" "+ypoint as string
            );
          flagPoint=false
          if xPoint==startPoint.x and yPoint==startPoint.y and contPoints >1 do (
            flagRegion=false
            flagPoint=false
            setPixels dicomBorder [xPoint,yPoint] #(color 200 255 0)
            deleteitem regionPoints regionPoints.count -- remove o ultimo para nao ser
            igual o primeiro
          )
        )
        if i==9 and flagPoint==true do (
          flagRegion=false
          print("fim da regioao");
        )
        i+=1
      )--while i
      contPoints+=1
    )--while regioao
    settingsRollout.createSolidBtn.enabled=true
    settingsRollout.smoothBtn.enabled=true
    settingsRollout.smoothSpin.enabled=true
    dicomMaxRollout.dicomView.bitmap=dicomBorder
    --atualiza spinner de otimizacao segmentos regioao
    regionSegmentsSpin.value=regionPoints.count
    regionSegments=regionPoints.count*1.0
    regionOriginalSegments=regionPoints.count*1.0
  )
)--end fn

```

Figura 5.17: Código para segmentação de regiões

Após a região estar traçada, o usuário pode imediatamente traçar uma extrusão 3D da mesma. Essa extrusão é mostrada na viewport do software 3dsMax como uma malha 3D nativa do software, podendo depois ser editada, receber texturização e depois ser salva ou exportada em diferentes formatos, ou até mesmo enviada para prototipação 3D.

Como as regiões são detectadas a nível de pixel, frequentemente, podem apresentar um efeito serrilhado. Para suavizar esta condição foi implementada uma ferramenta que suaviza as bordas da região, de acordo com um raio estabelecido pelo usuário. Raios pequenos costumam ser efetivos e manter bem a fidelidade dos contornos, removendo apenas o serrilhado. A Figura 5.18 apresenta um comparativo mostrando vários raios de suavização e a Figura 5.19 apresenta o código responsável por essa funcionalidade.

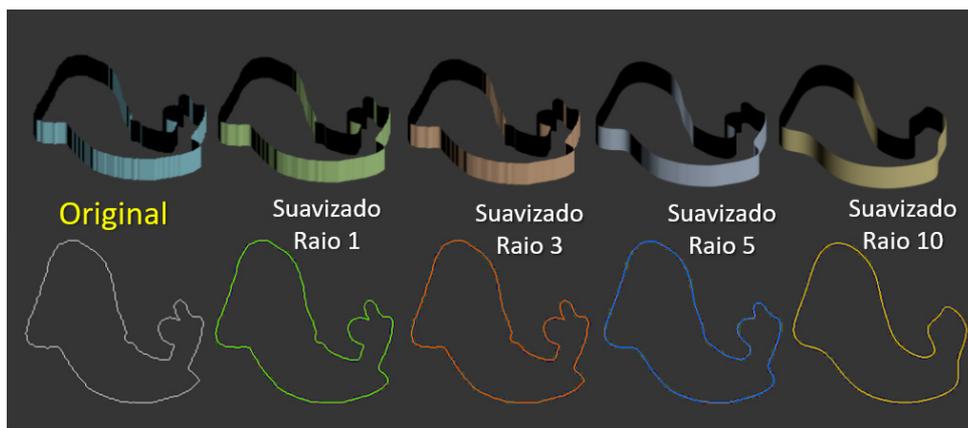


Figura 5.18: Efeitos do algoritmo de suavização sobre os contornos das regiões

```
for i=1 to regionPoints.Count do(  
    sum=[0,0]  
    for j=i-smoothSize to i+smoothSize do(  
        pos=j  
        if j<1 then pos = regionPoints.count+j  
        if j>regionPoints.count then pos = j-regionPoints.count  
        sum.x+=regionPoints[pos].x  
        sum.y+=regionPoints[pos].y  
    )  
    sum=sum/(smoothSize*2+1)  
    append temp sum  
)  
regionPoints = temp;  
)
```

Figura 5.19: Código para suavização dos contornos das regiões

5.6 Modelagem dos elementos físicos presentes em um procedimento TAVI

Para possibilitar a simulação da TAVI em todas suas etapas, foi necessário analisar os aspectos visuais e comportamentos físicos dos itens presentes em um procedimento TAVI. Para tanto, foram consultados catálogos de válvulas e cateteres, bem como analisados registros em vídeo de cirurgias, o que permitiu uma percepção aprofundada sobre materiais, aspectos visuais e comportamentos de cada item.

A modelagem da válvula foi baseada nos 2 tipos de válvulas atualmente utilizados:

- Auto-expansível - Este tipo de válvula é composto de materiais metálicos cirúrgicos, que compõem a parte estrutural da válvula, e que possuem propriedades elásticas que permitem sua expansão de forma automática no local de destino. Além da parte metálica, essa válvula possui folhetos em pericárdio bovino, bem como alguns materiais sintéticos para integração do conjunto com a parte metálica;
- Expansível por balão - Este tipo de válvula também utiliza uma estrutura metálica e folhetos em pericárdio bovino, porém a estrutura não possui elasticidade considerável, sendo necessário expandí-la com o auxílio de um balão de nylon que é inserido por dentro da parte metálica. Para a expansão é o balão é inflado de forma controlada com líquido, até o ponto desejado de expansão. Este tipo de válvula apresenta um comportamento mais previsível e controlável no ambiente cirúrgico, porém em algumas situações específicas a utilização da válvula auto-expansível pode ser imprescindível.

Foram modelados os 2 tipos de válvulas no software Blender. No entanto para a simulação dos comportamentos físicos, foi escolhido inicialmente o modelo expansível por balão para demonstração da funcionalidade. Nesse caso, foi modelado também o balão expansível. Para simular o comportamento do enchimento do balão e os leaflets, foram utilizados solvers simuladores de tecido do software Blender, que posteriormente foram convertidos em animações de malha para serem exportados de forma controlável na engine Unity. A Figura 5.20 apresenta em detalhes os modelos desenvolvidos.

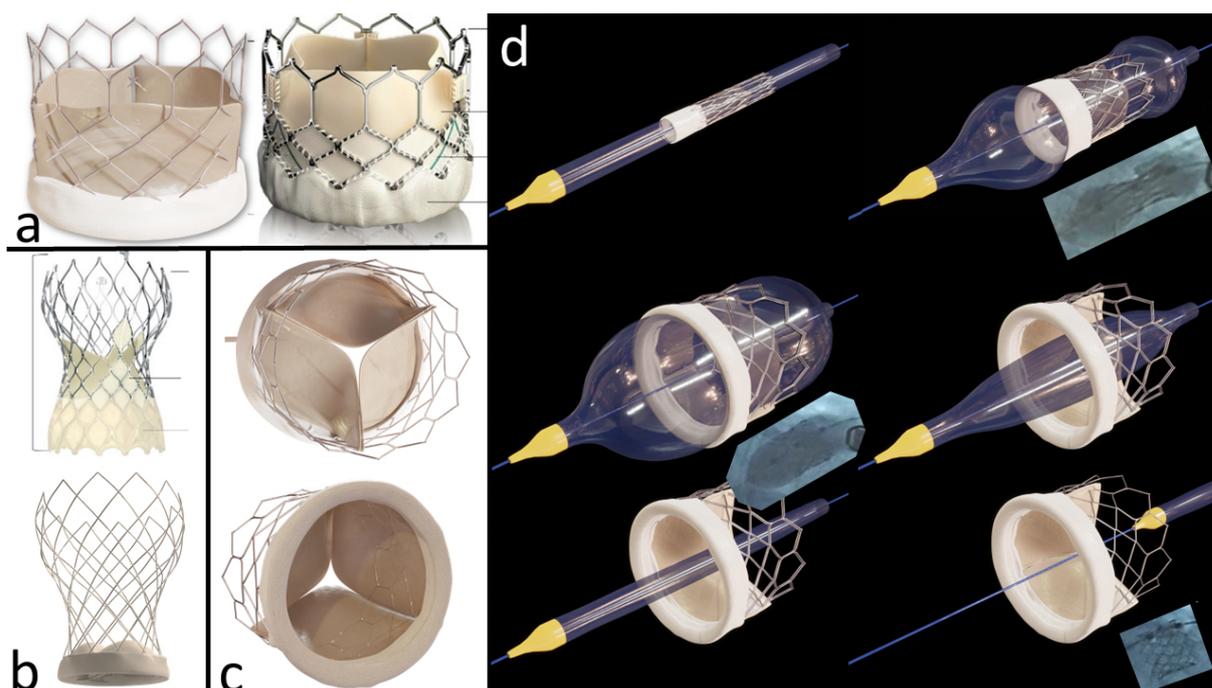


Figura 5.20: a) válvula expansível por balão modelada (esquerda) comparada ao com o modelo real Sapiens3 (EDWARDS, 2023 (accessed November 10, 2023)); b) válvula auto-expansível comparada ao modelo real CoreValve (MEDTRONIC, 2023 (accessed November 10, 2023)); c) vistas superior e anterior da válvula expansível por balão; d) quadros-chave da animação da válvula expansível por balão, com miniaturas correspondentes de angiografias coletadas em vídeo de um procedimento TAVI

Além da modelagem, foram desenvolvidos materiais com aparência visual semelhante aos originais, utilizando para tanto técnicas diversas de computação gráfica, tais como normal maps que simulam relevos sem adicionar geometria, materiais reflexivos para simular o metal e imagens HDRI para criar ambientes de reflexão e iluminação.

Com o intuito de disponibilizar esses recursos para a simulação em RM, esses mesmos materiais e simulações foram adaptados e exportados para a engine Unity, utilizando técnicas de bake de texturas e animações de malha para as transformações do balão leaflets e estrutura metálica.

Já na engine Unity, os recursos foram corretamente configurados, algumas adaptações adicionais foram feitas para melhorar a aparência final dos materiais, e foram desenvolvidos scripts para controle preciso das animações. A Figura 05.21 apresenta o código responsável por controlar a animação do balão sendo inflado.

```
using UnityEngine;
using System.Collections;

public class AnimacaoBalao : MonoBehaviour
{
    public float frame = 0;
    public GameObject obj;
    private Animator animar;
    void Start()
    {
        animar.runtimeAnimatorController.animationClips[0].name);
    }
    void Update()
    {
        foreach (Transform child in obj.transform)
        {
            animar = child.gameObject.GetComponent<Animator>();
            currentAnimationName();
            animar.speed = 0f;
            //animar.Play(animar.runtimeAnimatorController.animationClips[0].
            name, 0, frame);
            jumpToTime(currentAnimationName(), frame);
        }
    }
    string currentAnimationName()
    {
        var currAnimName = "";
        foreach (AnimationClip clip in animar.runtimeAnimatorController.
        animationClips)
        {
            if (animar.GetCurrentAnimatorStateInfo(0).IsName(clip.name))
            {
                currAnimName = clip.name.ToString();
            }
        }
        return currAnimName;
    }
}
```

Figura 5.21: Código para controle das animações do balão virtual modelado

5.7 Módulo de Visualização e Interação em RM

Em um primeiro momento, este módulo apenas recebia parâmetros e configurações previamente ajustados na versão desktop, em forma de um arquivo de projeto, e realizava o mesmo processamento no dispositivo Hololens, permitindo a visualização do conteúdo, porém pouca interatividade. Essa decisão de realizar um processamento híbrido, envolvendo 2 plataformas, levou em consideração a experiência prévia dos cirurgiões com interfaces desktop, bem como alguns problemas de baixa performance devido ao hardware limitado do dispositivo Hololens.

Posteriormente, foram integrados a esse módulo diversas formas de interação natural, baseadas em gestos e comandos de voz, ambas suportadas nativamente pelo dispositivo Hololens. Os comandos de voz foram mais usados para ativar funcionalidades, enquanto que os gestos foram usados para definir valores, percentuais, cores,

etc. A seguir são descritas as funcionalidades já implementadas, cumprindo os requisitos funcionais RF02, RF03, RF07, RF08, RF09, RF11, RF13, RF14 E RF16, bem como os requisitos não funcionais RFN01 E RFN02:

- **Transparência do estudo** - Utiliza um multiplicador sobre a transparência original para fornecer um maior controle sobre a visualização;
- **Transparência da câmera** - Aplica um multiplicador sobre o canal alpha da imagem da câmera, tornando os hologramas mais visíveis na captura de vídeo;
- **Esquemas de cores** - Através de comandos de voz é possível selecionar diversos esquemas de cores predefinidos;
- **Operações de transformação** - Através de comandos de voz e gestos aplica rotação, escala e translação sobre o volume e demais itens virtuais, facilitando o alinhamento ao modelo utilizado para treinamento (boneco, cadáver, paciente);
- **Atlas anatômico** - Apresenta juntamente ao modelo um atlas anatômico dos principais elementos do sistema circulatório, podendo também ser desativado;
- **Operações de alinhamento manual da artéria e instrumentação virtual** - permite aplicar operações de rotação, escala e translação sobre o conjunto de artéria, cateter, válvula virtual e demais elementos, facilitando o alinhamento com o estudo específico utilizado;
- **Operações de Corte** - Através de comandos de voz e gestos, permitem esconder temporariamente fatias do estudo, revelando detalhes mais internos;
- **Simulação de etapas da cirurgia** - Através de comandos de voz e gestos, cada etapa da cirurgia pode ser simulada, acionando animações apropriadas e com boa fidelidade em relação ao comportamento real dos elementos;
- **Reconhecimento do ambiente real e integração dos conteúdos virtuais ao mesmo.**

Durante o desenvolvimento deste módulo, notou-se alguns gargalos de performance no dispositivo Hololens. As estratégias adotadas para resolução destes problemas são detalhadas a seguir.

5.7.1 Performance de disco

O acesso a arquivos no armazenamento interno do dispositivo é bastante lento, com uma taxa de leitura inferior a 2.5 Megabytes por segundo pelos testes realizados. Essa limitação não foi possível de se contornar até o momento, então quanto o estudo é carregado, alguns segundos são perdidos para transferir os arquivos de imagem do disco para a memória;

5.7.2 Performance de processamento e filtragem

As etapas responsáveis por aplicar filtros e colorizar as imagens médicas processadas tem um alto custo computacional, sendo que inicialmente o dispositivo permanecia alguns minutos sem resposta enquanto realizava alguma operação deste tipo.

A natureza das operações de filtragem segue, tradicionalmente, o seguinte fluxo:

- Pixel Original > Operação 1 > Operação 2 > Operação n > Pixel final

Uma imagem padrão DICOM, que possui em média 512x512 pixels, irá realizar este procedimento para cada um dos 262144 pixels. Se um estudo tiver 100 slices, esse processo se repetirá 100 vezes. O dispositivo Hololens conta com um processador ATOM que trabalha a 1GHZ, com desempenho bastante modesto.

Para conseguir melhor performance, foi elaborada uma estratégia de processamento das operações de colorização e filtrações, vagamente baseada em paletas de cores. Ao invés de processar cada pixel individualmente, os filtros são processados para cada uma das 65536 densidades possíveis (ou menos de acordo com os parâmetros dos arquivos) e armazenados em uma tabela onde cada cor resultante é armazenada na posição correspondente ao número de sua densidade.

Posteriormente, para cada slice a ser processada, ao invés de realizar o processamento em cada pixel da imagem, o sistema simplesmente copia o valor correspondente à densidade daquele determinado pixel. Como a operação de cópia em memória no dispositivo Hololens é bastante rápida, o custo de processamento de um estudo relativamente grande cai de minutos para poucos segundos.

Uma outra otimização criada para contornar esse problema, foi o redimensionamento das imagens para versões com menores resoluções. Dependendo do tipo de

aplicação essa estratégia pode não ser tão interessante pois existe perda de detalhes mais granulares, no entanto para as simulações de procedimentos TAVI acredita-se que uma redução moderada na resolução não impede a visualização das estruturas de interesse, como as raízes aórticas e cristas dos folhetos.

5.7.3 Performance da aplicação enquanto capturando vídeo

Para visualizar externamente o que o Hololens está gerando, existem algumas formas de dar saída ao conteúdo. Uma delas envolve realizar o streaming para um computador ou outro dispositivo, via rede WIFI. Foi notada uma perda drástica de performance quando esse comando é ativado.

A outra forma nativa é um comando de gravação da tela, que também acarreta uma perda considerável de performance, pois o dispositivo tem uma boa parte da sua capacidade de processamento consumida para capturar, codificar e armazenar os quadros de vídeo.

Uma terceira possibilidade, ainda não testada, é a utilização de bibliotecas da SDK do Hololens para capturar quadros em momentos estratégicos, controlando a taxa de captura de forma otimizada.

Além da perda de performance, é possível notar uma diferença considerável nos hologramas gerados quando visualizados nas capturas, pois o dispositivo trabalha apenas adicionando luz à cena, então ambientes muito iluminados podem afetar a qualidade do conteúdo virtual. Uma solução paliativa adotada na construção do dispositivo é uma tela levemente escurecida, que ajuda a mesclar melhor os conteúdos virtuais aos reais. Como o vídeo capturado vem de câmeras que não passam por essa tela escurecida, perde-se esse efeito. Para emulá-lo, foi criado um controle de escurecimento virtual disponível para o usuário (já citado na lista de funcionalidades).

5.8 Considerações finais

Este capítulo mostrou os detalhes da implementação das diversas funcionalidades previstas para o sistema proposto. Como pôde ser visto, para se chegar ao resultado pretendido, foram necessárias diversas estratégias e otimizações de software,

trazendo como resultado 3 softwares distintos, cada um deles já oferecendo, individualmente, usabilidade suficiente para algumas etapas da TAVI.

O plugin inicialmente desenvolvido para o software 3dsMax, por exemplo, permite a visualização planar 2D das slices de estudos, a reconstrução da região das raízes aórticas, e traz ferramentas para algumas medições simples de raios e diâmetros. As reconstruções podem ser também editadas livremente por outras ferramentas e plugins do 3dsMax, permitindo, por exemplo, cálculos de área e até mesmo envio para prototipação rápida.

A versão desktop do sistema, é um editor de DICOM plenamente funcional, com ferramentas de filtragem, esquemas de cores e visualização volumétrica via raycasting ou o método de texturas planificadas. Também permite o salvamento de arquivos com as configurações do projeto para serem reutilizadas na versão do Hololens.

A versão do sistema para o Hololens também é um editor de DICOM, e além disso um simulador de procedimentos TAVI com reconstituição dos aspectos visuais e comportamentos dos elementos físicos da cirurgia, permitindo a execução virtual da cirurgia através de comandos de voz e gestos com as mãos.

O capítulo seguinte apresentará uma série de resultados obtidos com a utilização das ferramentas desenvolvidas, analisando os prós e contras de cada uma delas.

Capítulo 6

Resultados e Discussão

6.1 Introdução

O capítulo anterior apresentou os principais detalhes sobre o desenvolvimento do sistema proposto, as dificuldades encontradas, as funcionalidades já implementadas e as que ainda estão por vir.

Este capítulo apresenta os resultados obtidos com a utilização do sistema em suas versões atuais, mostrando diversos casos de utilização, abertura de arquivos, filtragem de imagens, utilização das ferramentas disponíveis, experiência de RM, assim como relata e discute os desafios e problemas encontrados.

Os resultados serão apresentados nas 3 versões desenvolvidas para o sistema. Isto porque algumas funcionalidades são exclusivas de cada versão conforme decisões de projeto já comentadas no capítulo anterior.

Ao final do capítulo, são apresentadas algumas conclusões sobre esses resultados obtidos, bem como reflexões sobre os pontos de melhorias e rumos a seguir para alcançar.

6.2 Versão do sistema desenvolvida como um plugin do software 3dsMax

Esta versão do sistema foi a primeira abordagem utilizada, tendo seu desenvolvimento suspenso por causa de alguns empecilhos tecnológicos que dificultariam a visualização volumétrica e exportação para o Hololens. A figura 6.1 apresenta a interface inicial do sistema nomeado como “DicomMax”.

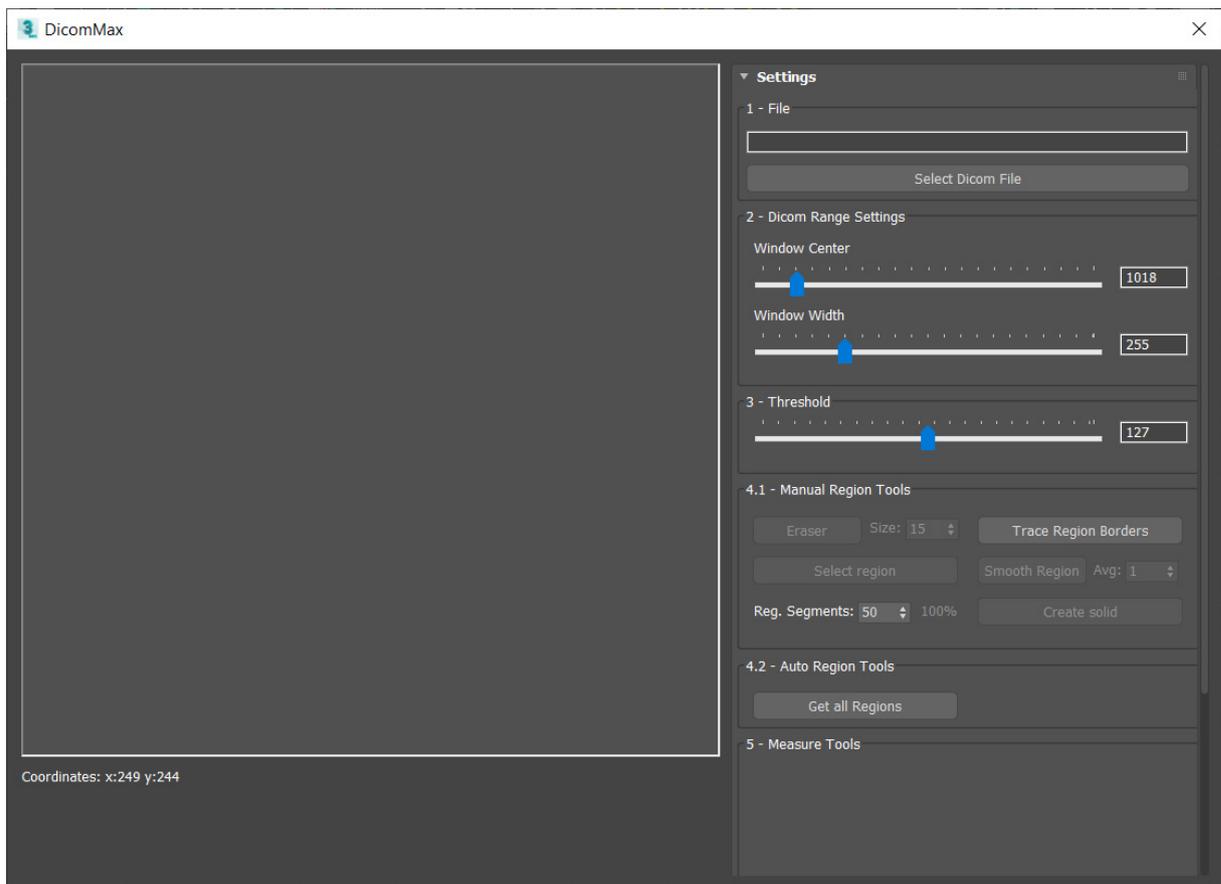


Figura 6.1: Interface inicial do sistema DicomMax.

O primeiro passo para utilização do sistema é abrir um arquivo DICOM. A Figura 6.2 apresenta o diálogo de abertura e a Figura 6.3 apresenta um arquivo já aberto no sistema.

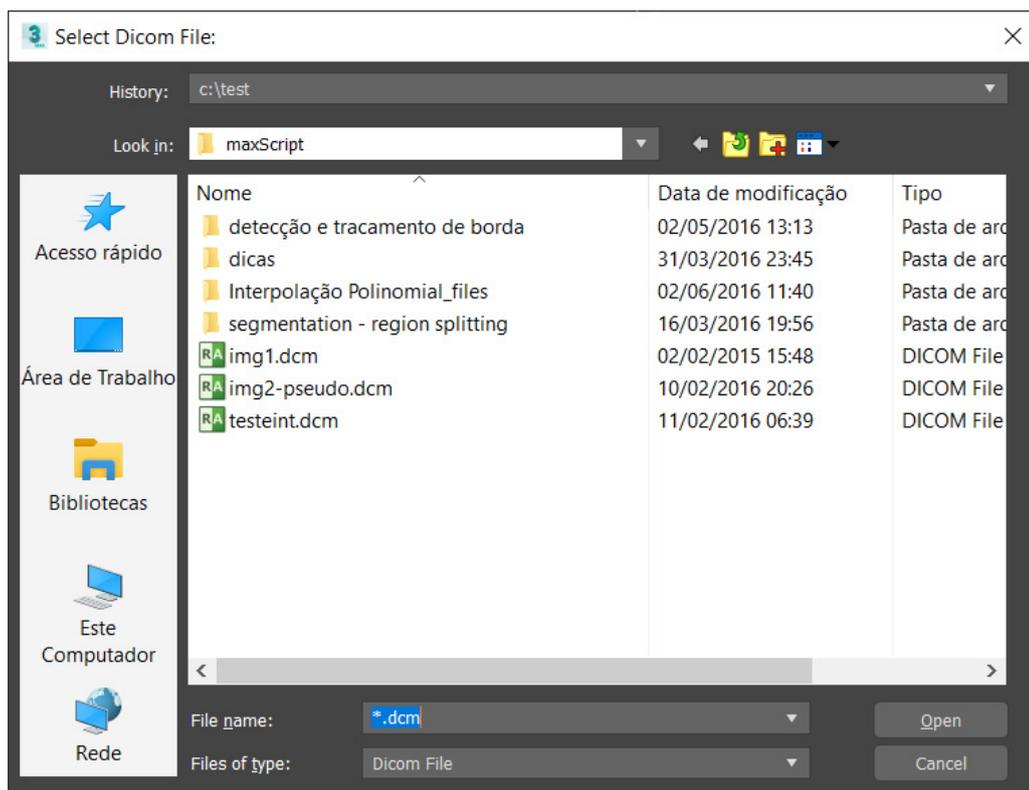


Figura 6.2: Diálogo para abertura de arquivos.

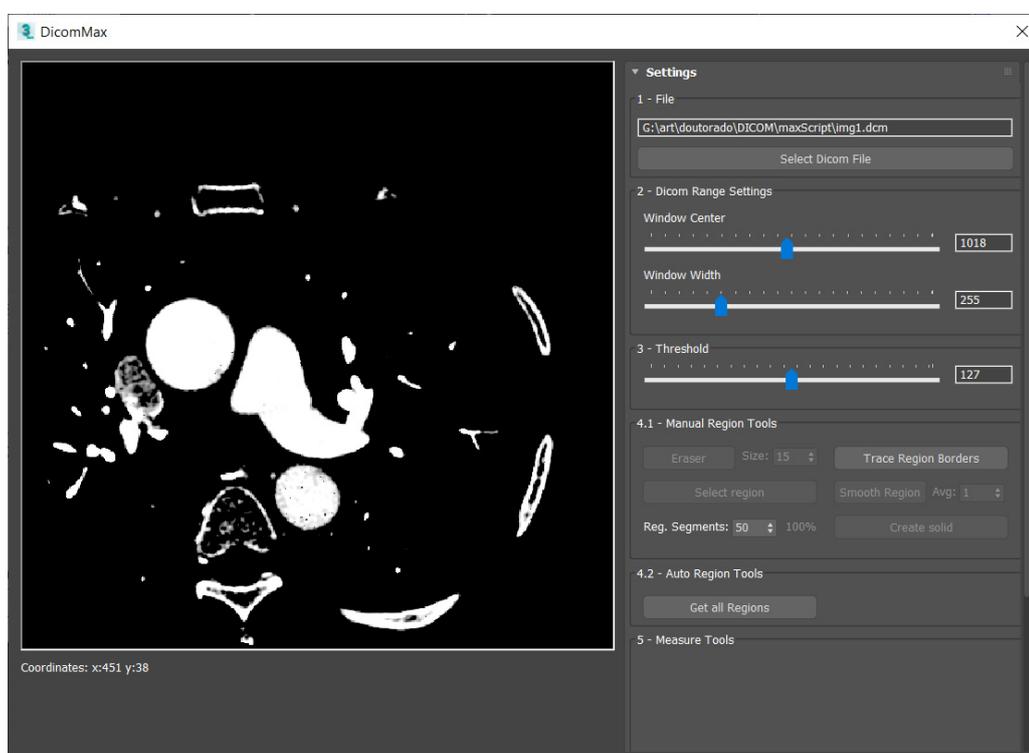


Figura 6.3: Imagem DICOM aberta no sistema DicomMax.

Como pode ser visto na Figura 6.2, existe um filtro para arquivos do tipo DICOM com extensão .DCM. No entanto, é possível abrir arquivos DICOM sem essa extensão, digitando um * no campo com o nome do arquivo. Essa característica pode gerar dúvidas em alguns usuários, sendo sugerido um novo filtro como “todos os tipos de arquivo” para facilitar a compreensão. Nessa versão, do sistema também ainda não existe um tratamento efetivo de erros. Assim, se for tentada uma abertura de arquivo inválidos, o sistema trava. Também ainda não está implementado o suporte à abertura de arquivos JPEG e PNG conforme previsto na arquitetura do sistema.

Quando a imagem é aberta, um algoritmo de histograma calcula o ponto onde existem mais frequência de densidades registradas na imagem, posicionando assim o parâmetro Window Center automaticamente. A imagem aberta fica visível em uma janela ao lado esquerdo do sistema. Essa janela possui um tamanho padrão de 512x512 pixels.

Imediatamente após a abertura de uma imagem, é possível mover o cursor sobre os seus pontos descobrindo o valor original de densidade e o valor atual em escala de cinza, bem como as coordenadas em X e Y para o ponto. Também é possível usar a ferramenta de medida disponibilizada mais abaixo no menu que fica na lateral direita.

O próximo passo é ajustar os parâmetros de Window Center e Window Width para abrangerem as densidades desejadas, utilizando para isso os campos de texto editáveis ou as sliders. A Figura 6.4 apresenta o resultado de diferentes configurações nesses parâmetros.



Figura 6.4: Configurações variadas nos parâmetros Window Center e Window Width.

Como pode ser observado na Figura 6.4, o sistema reflete apropriadamente as configurações nos parâmetros Window Width e Window Center, revelando ou ocultando determinadas densidades conforme os valores nos parâmetros. É importante

ressaltar que existe uma funcionalidade de desempenho que é acionada em todas as opções desse sistema. Trata-se de uma prévia de menor resolução do efeito da filtragem, em tempo real. Com o término do processamento na imagem maior, ela substitui a imagem de baixa resolução na visualização.

Após a escolha do melhor ponto nos parâmetros Window Width e Window Center, é preciso configurar um valor para o filtro de Threshold, de forma a tornar a imagem binária e assim possibilitar o traçamento de contornos e regiões de interesse nas partes brancas remanescentes. Isso é feito utilizando tanto o campo de texto editável quanto a slider apropriada. A Figura 6.5 apresenta algumas configurações de valores no filtro Threshold sobre uma imagem.

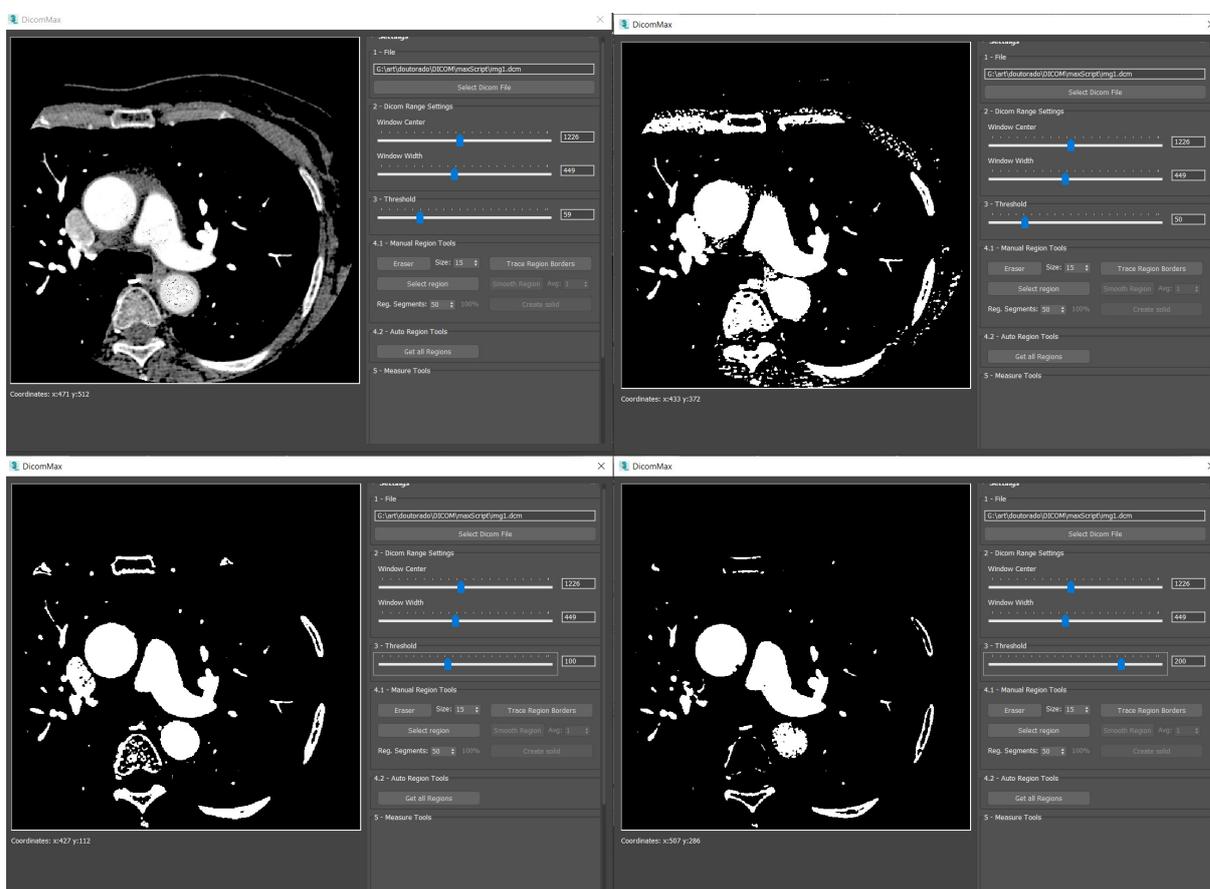


Figura 6.5: Configurações variadas no filtro de Threshold.

É importante destacar que, nessa versão do sistema, ainda não existem elementos de filtragem por média para diminuir a granularidade dos contornos, sendo o filtro de Threshold aplicado diretamente sobre a imagem.

Após a transformação da imagem pelo filtro de Threshold, é preciso detectar os

contornos disponíveis. Para realizar essa ação, é preciso clicar no botão “Trace Region Borders”. Após alguns instantes a imagem resultante contém apenas os contornos detectados na imagem, como mostram os 2 exemplos da Figura 6.6.

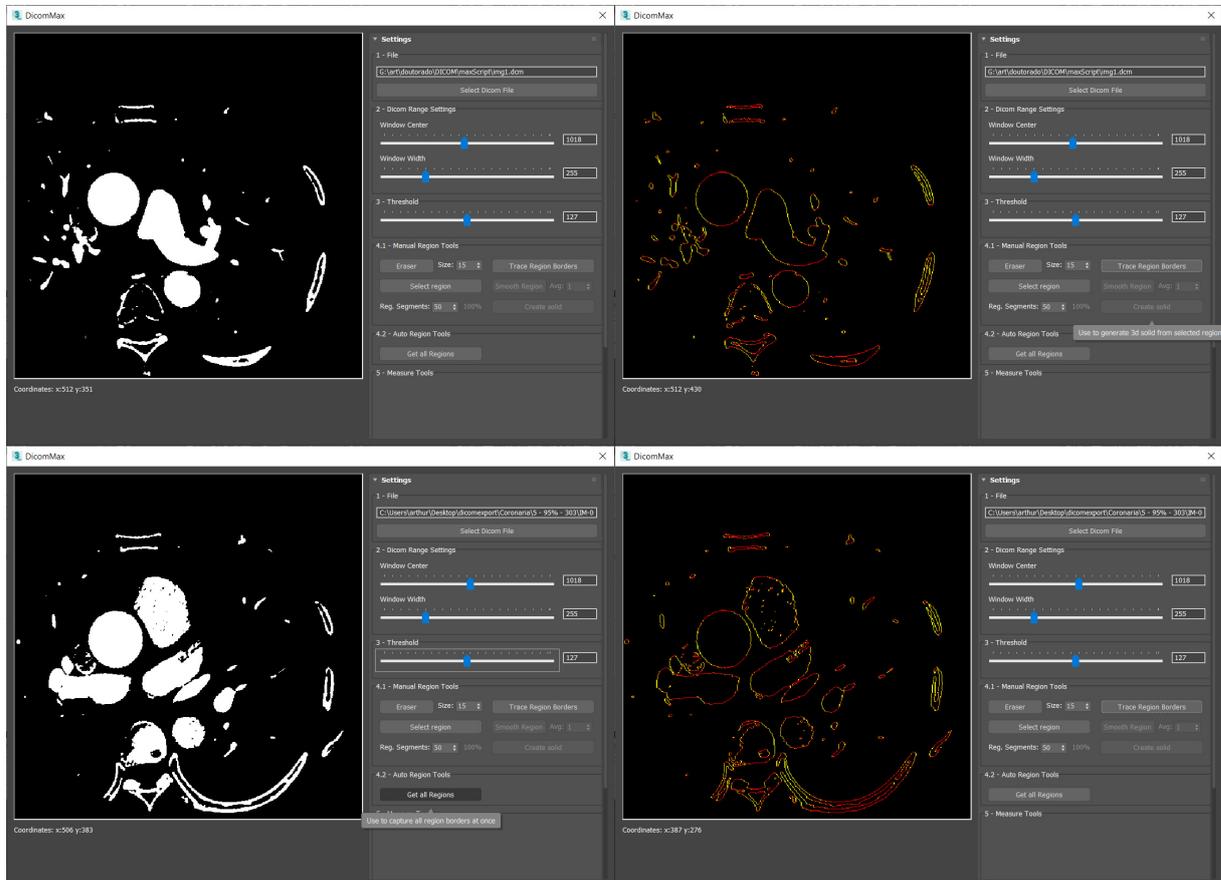


Figura 6.6: Filtro para detecção de contornos na imagem.

Com a imagem transformada para uma série de contornos, o próximo passo é selecionar alguma região para ser reconstruída. Isso pode ser feito de forma automatizada utilizando o botão “Get all regions”, que faz uma varredura na imagem e segmenta todas as regiões automaticamente, ou então manualmente, utilizando o botão select region e clicando na parte interna de uma região desejada. A Figura 6.7 apresenta 2 exemplos de segmentação automatizada dos contornos, e a Figura 6.8 apresenta 2 exemplos de seleção manual de regiões.

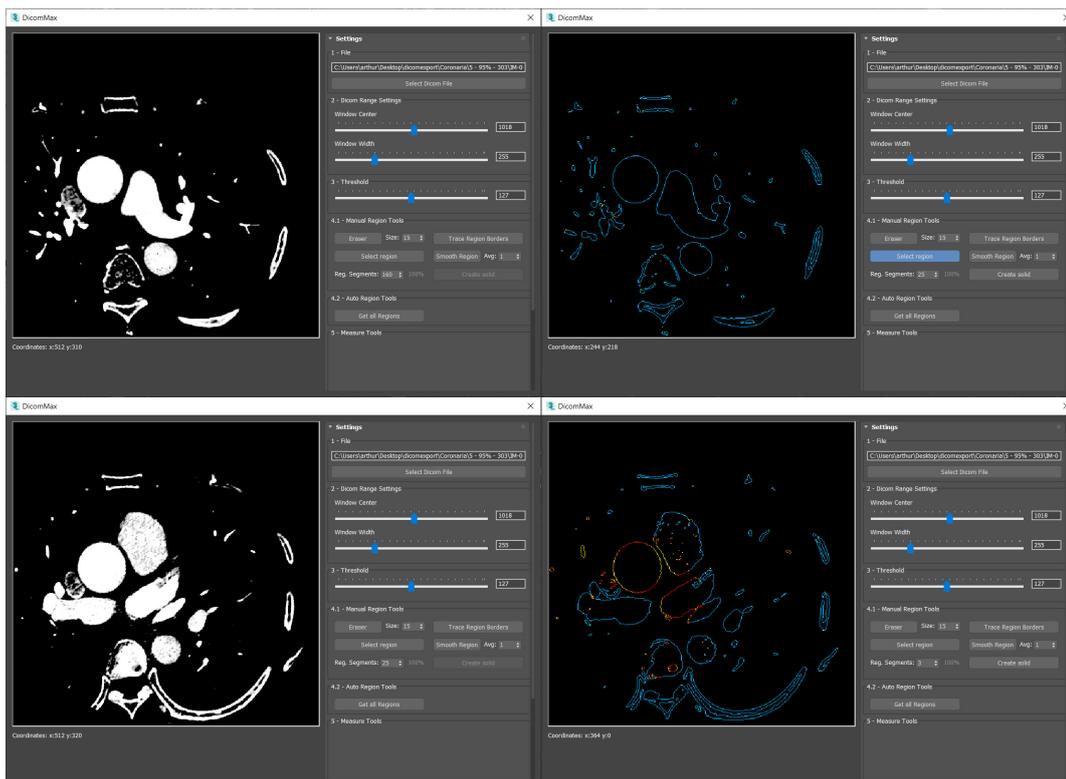


Figura 6.7: Segmentação automatizada de regiões em uma imagem.

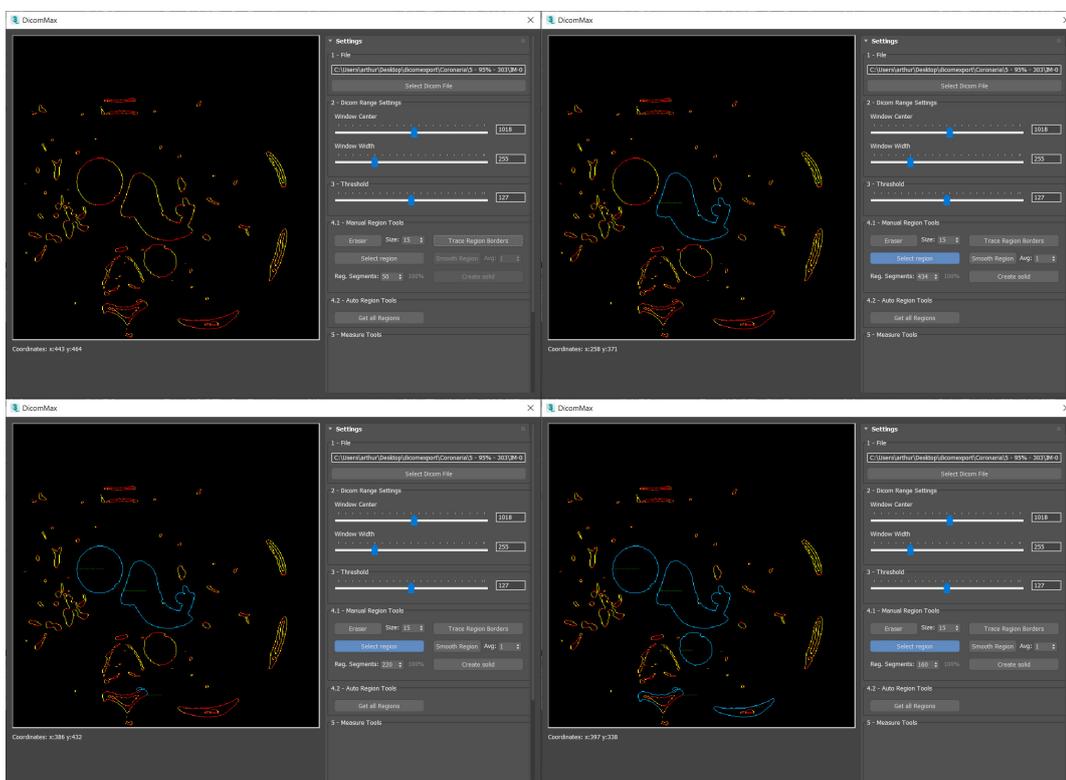


Figura 6.8: Seleção manual de uma região em uma imagem.

Como pôde ser observado na Figura 6.7, em alguns casos o algoritmo de segmentação automatizada ainda não detecta 100% das regiões disponíveis em uma imagem, devendo ser revisado.

O Passo final após a segmentação das regiões de interesse é reconstruí-las tridimensionalmente. Para tanto é utilizado o botão “Create solid”. A Figura 6.9 apresenta 2 exemplos de reconstrução tridimensional de regiões segmentadas.

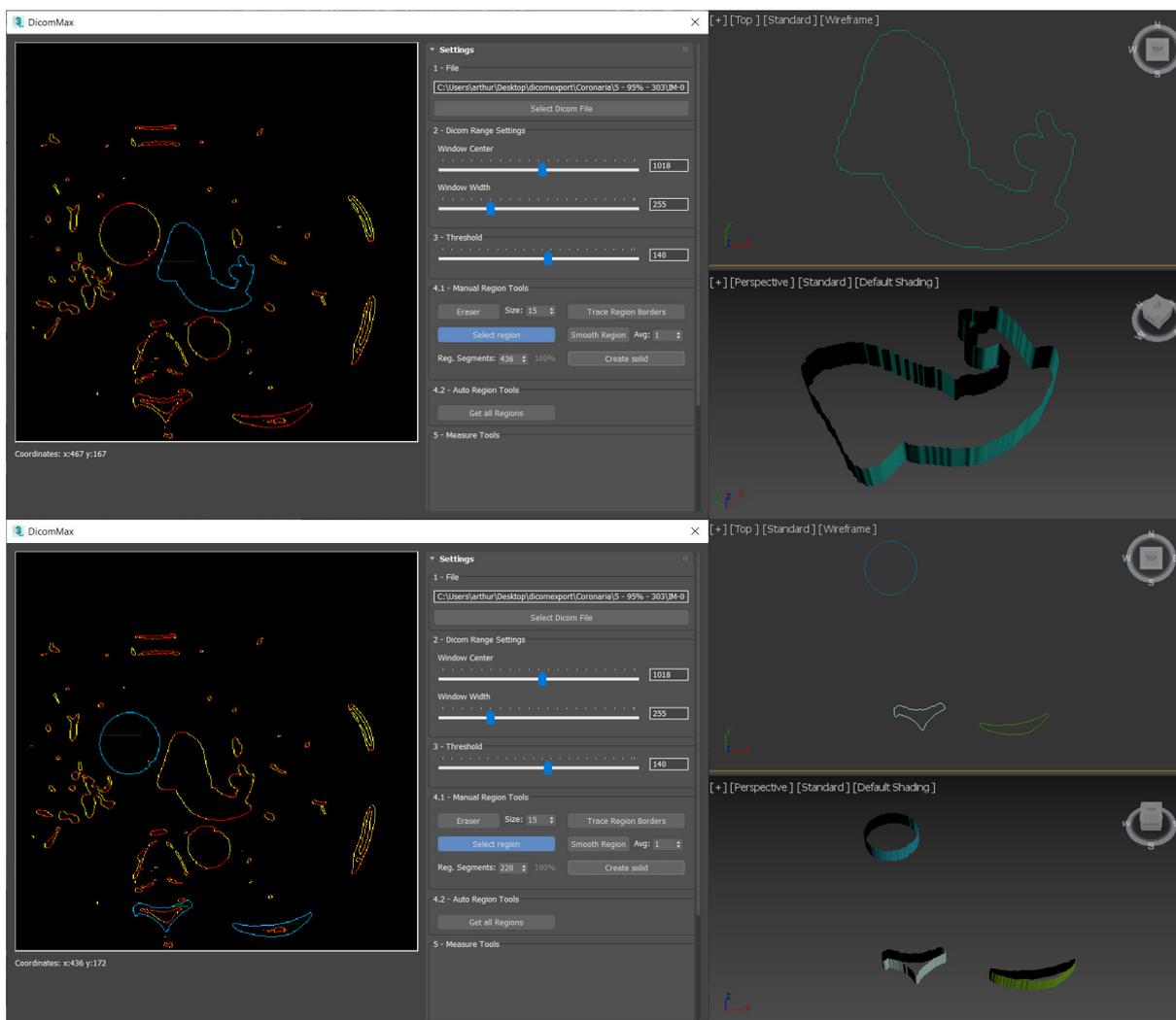


Figura 6.9: Reconstrução tridimensional a partir de regiões segmentadas.

Existe ainda uma ferramenta para suavizar os contornos das regiões, antes de reconstruí-los. A utilização desta ferramenta pode ser útil para eliminar o efeito de serrilhado na imagem. Porém, deve ser tomado um grande cuidado com o uso de parâmetros para que os detalhes dos contornos não comecem a se perder. A Figura 6.10 apresenta um exemplo de reconstrução com uma região sem suavização e mais

2 variações de valores no otimizador.

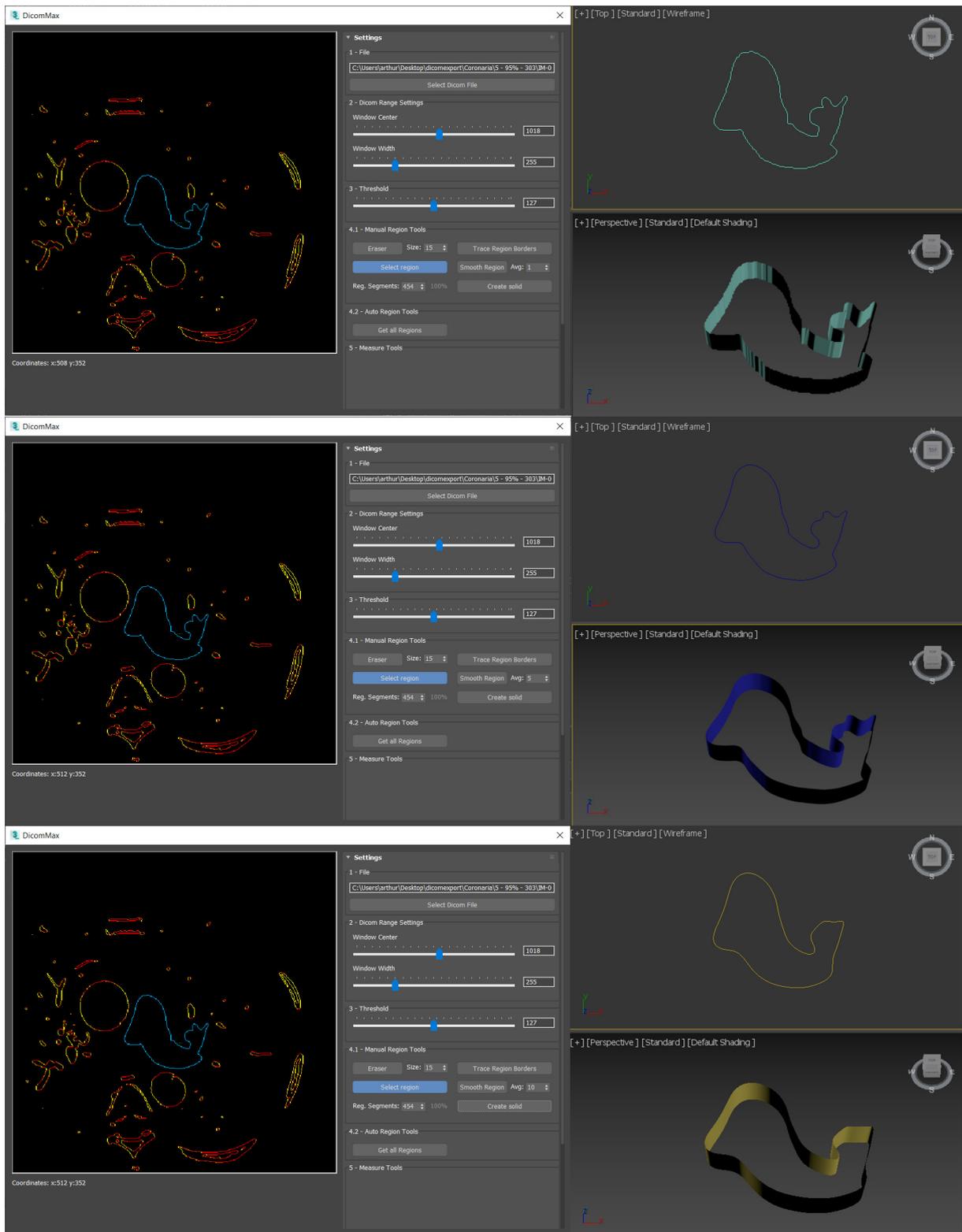


Figura 6.10: Ferramenta de suavização de regiões com 3 variações: de cima para baixo, sem suavização, suavização usando 5 pontos como média e suavização usando 10 pontos como média.

Um ponto interessante a se notar é que o sistema utiliza uma automação interessante. De acordo com a ferramenta solicitada, o sistema realiza os processamentos anteriores para poder realizar a tarefa. Por exemplo, caso o usuário clique em selecionar região, estando a imagem ainda sem nenhum pré-processamento, o sistema utiliza os parâmetros atuais das outras etapas e realiza os processamentos, devolvendo ao usuário o resultado de imagem no ponto em que precisa estar para aquela determinada tarefa.

Finalmente, foi desenvolvida uma versão primitiva de ferramenta para medições, que já é funcional e permite até o momento medir uma distância em linha reta entre 2 pontos, conforme mostrado na Figura 6.11.

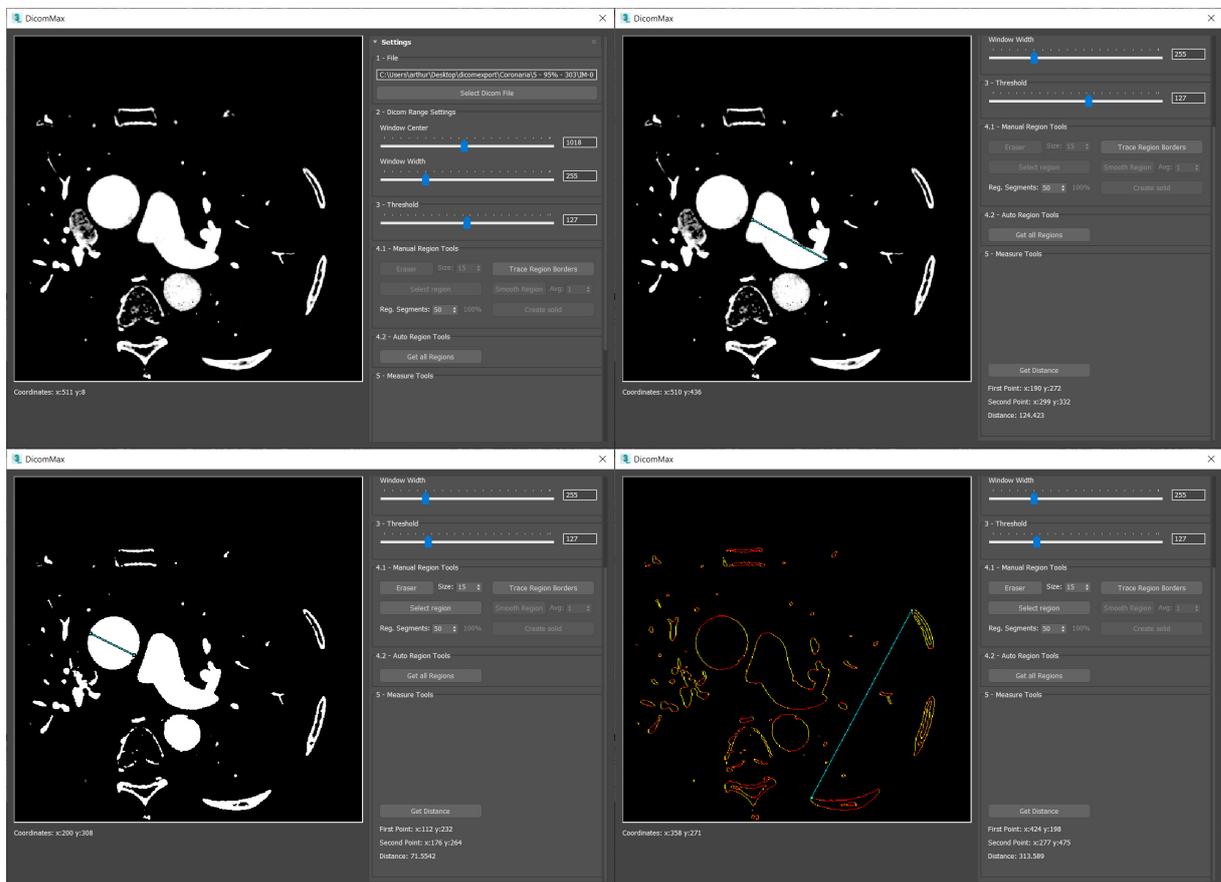


Figura 6.11: Utilização da ferramenta de medições.

Analisando os resultados obtidos, é possível de afirmar que a versão atual:

- É capaz de abrir arquivos Dicom, sem contudo apresentar tolerância à falhas, prevista na arquitetura;
- Possui uma capacidade inteligente para detecção da melhor posição do parâmetro Window Center, baseada em ferramentas estatísticas de processamento de imagem;
- Possui ainda poucas ferramentas de pré-processamento, estando restritas aos parâmetros Window Width, Window Center e o Filtro Threshold;
- Ainda não permite filtrar as frequências desejadas para a reconstrução;
- Não finaliza, no momento, a reconstrução 3D total de superfícies, faltando para isso um algoritmo de interconexão das regiões;
- Não consegue ainda gerar visualização volumétrica;
- Não exporta, diretamente, seus resultados para o Hololens, sendo necessário exportar os modelos gerados no software 3dsMax para um formato compatível;
- Possui otimizações para manter a performance do sistema, mostrando miniaturas em menores resoluções enquanto um parâmetro ou slider está sendo movimentado.

6.3 Versão stand-alone do sistema desenvolvida na engine Unity

Algumas limitações, principalmente quanto à visualização volumétrica, motivaram a suspensão do desenvolvimento da versão anterior do sistema. A migração para a engine Unity permitiu a implementação da visualização volumétrica, além de outras funcionalidades que não estavam presentes na versão anterior. A seguir, são mostrados os resultados já alcançados com essa nova versão do sistema. A Figura 6.12 apresenta a interface inicial.

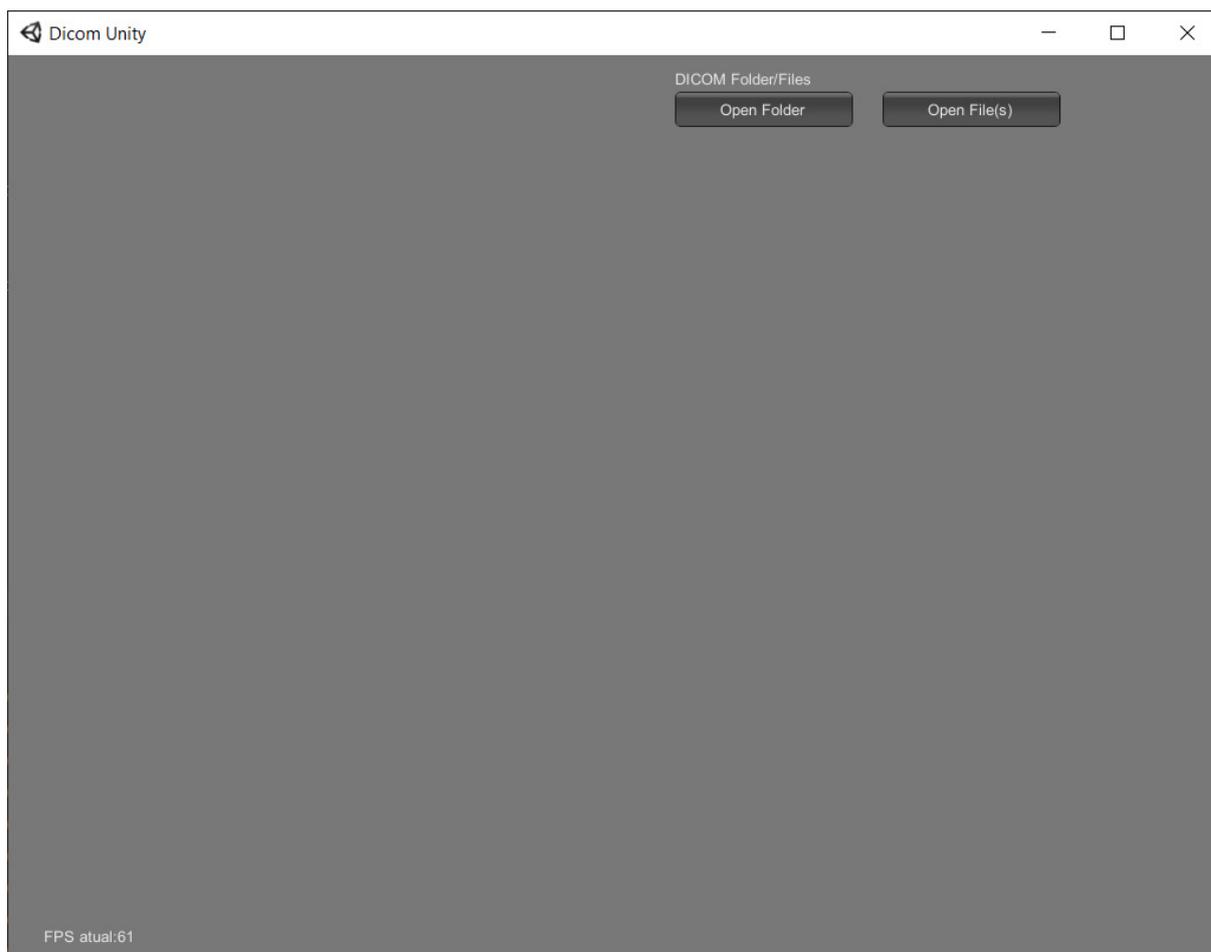


Figura 6.12: Interface inicial da versão atual do sistema desenvolvida na engine Unity.

Como pode ser visto na Figura 6.12, a interface inicial contém apenas 2 botões para seleção dos arquivos ou pastas DICOM a serem processados. Ao clicar em um dos 2 botões, é possível selecionar uma pasta inteira, ou então uma lista de arquivos. As Figuras 6.13 e 6.14 apresentam os diálogos respectivos gerados por esses cliques.

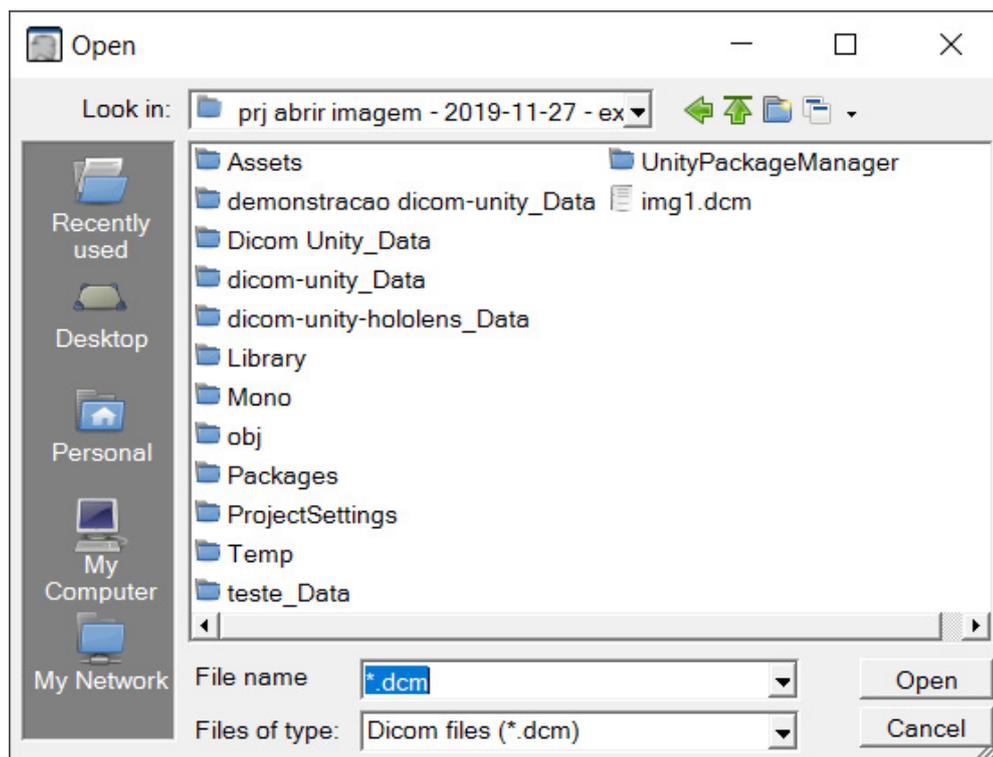


Figura 6.13: Diálogo de seleção de arquivos DICOM para abertura.

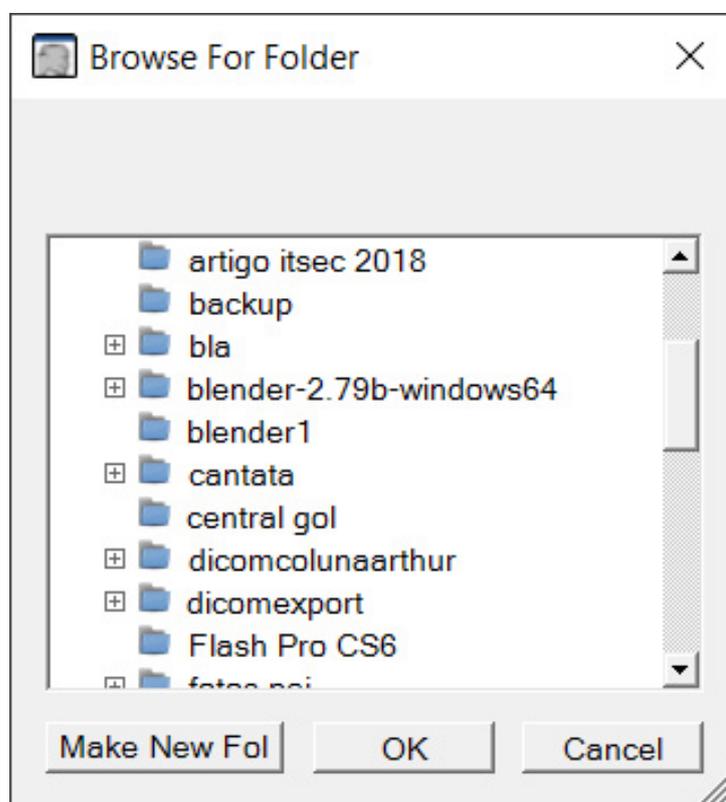


Figura 6.14: Diálogo de seleção de pastas com estudos DICOM para abertura.

Ao selecionar uma pasta, o sistema automaticamente faz a pesquisa de arquivos DICOM na mesma, devolvendo-os na visualização por ordem alfabética. Na seleção de arquivos, existe a possibilidade de alterar o filtro padrão de “Arquivos DICOM” para “Todos os arquivos”, permitindo que o usuário selecione qualquer tipo de arquivo. A Figura 6.15 apresenta essa possibilidade.

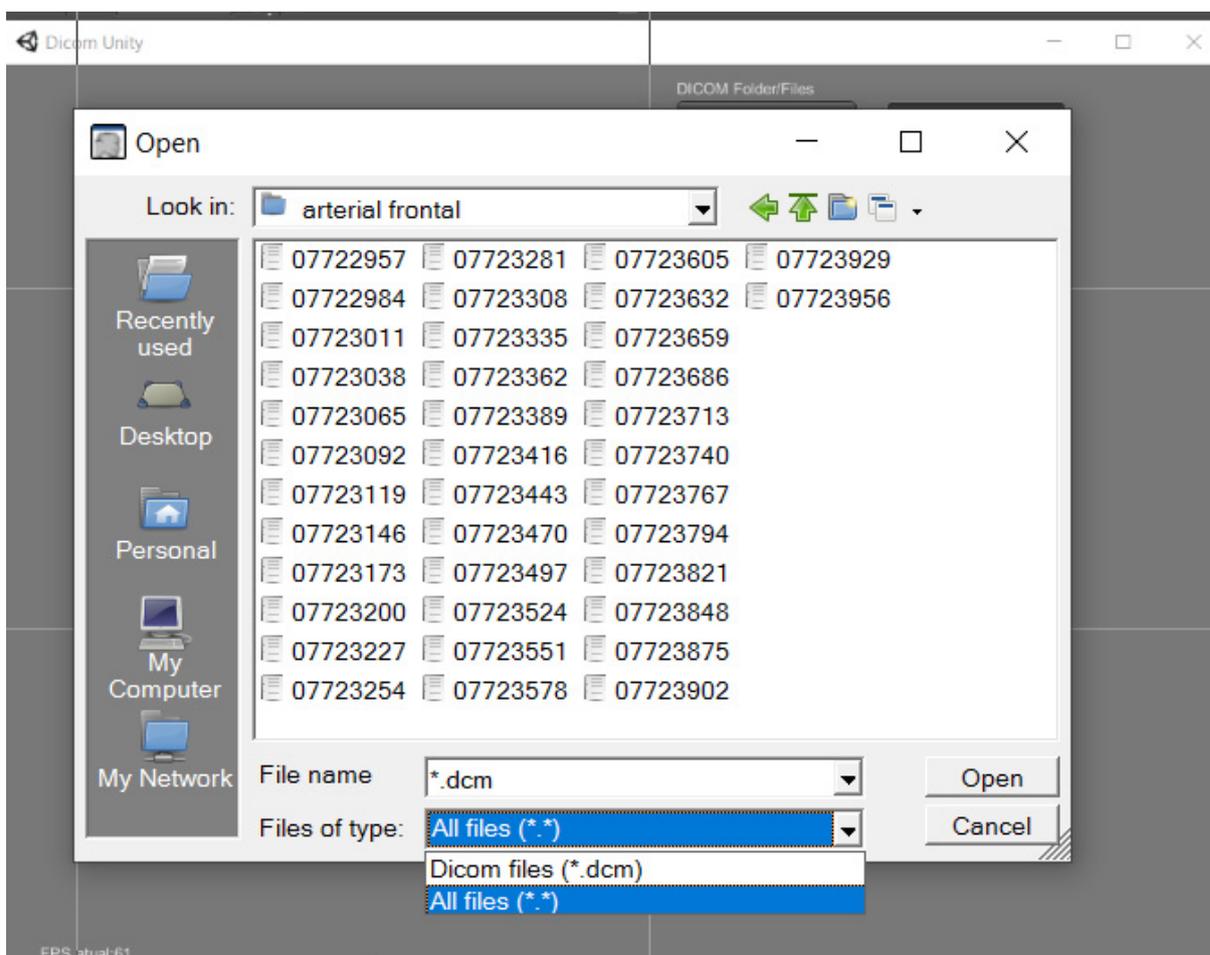


Figura 6.15: Troca do filtro de tipos de arquivo, que permite a seleção de qualquer arquivo para tentativa de abertura.

Ao selecionar um tipo errado de arquivo, percebe-se que o sistema não trava. Porém, ainda apresenta uma certa lentidão, devendo ser melhorado. No diálogo de seleção de arquivos, é possível fazer uma filtragem, selecionando apenas os arquivos desejados na lista, utilizando a tecla CTRL para adicionar ou retirar arquivos da seleção. A Figura 6.16 apresenta um exemplo de seleção de múltiplos arquivos aleatoriamente.

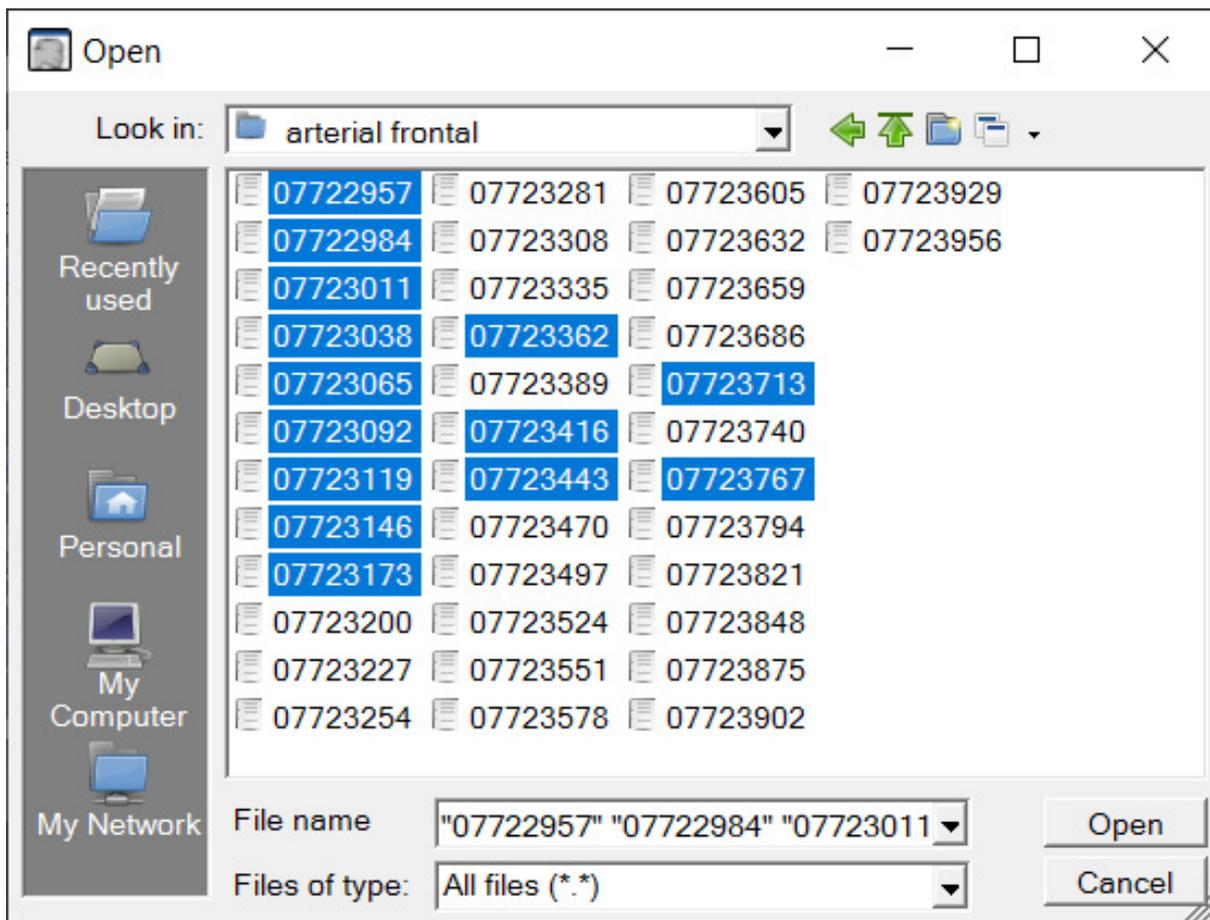


Figura 6.16: Seleção Múltipla de Arquivos de forma aleatória.

Logo após carregar um arquivo ou pasta, imediatamente é exibida na tela a sua interpretação conforme os parâmetros atuais. Assim, como na versão anterior do sistema, é possível visualizar as propriedades de um determinado pixel apontando o cursor do mouse sobre ele. Também existe uma barra de rolagem vertical que permite navegar entre as sliders, podendo ser acionada via arrastar do mouse ou utilizando a rolagem do mouse. A Figura 6.17 mostra uma sequencia de imagens recém aberta no sistema.

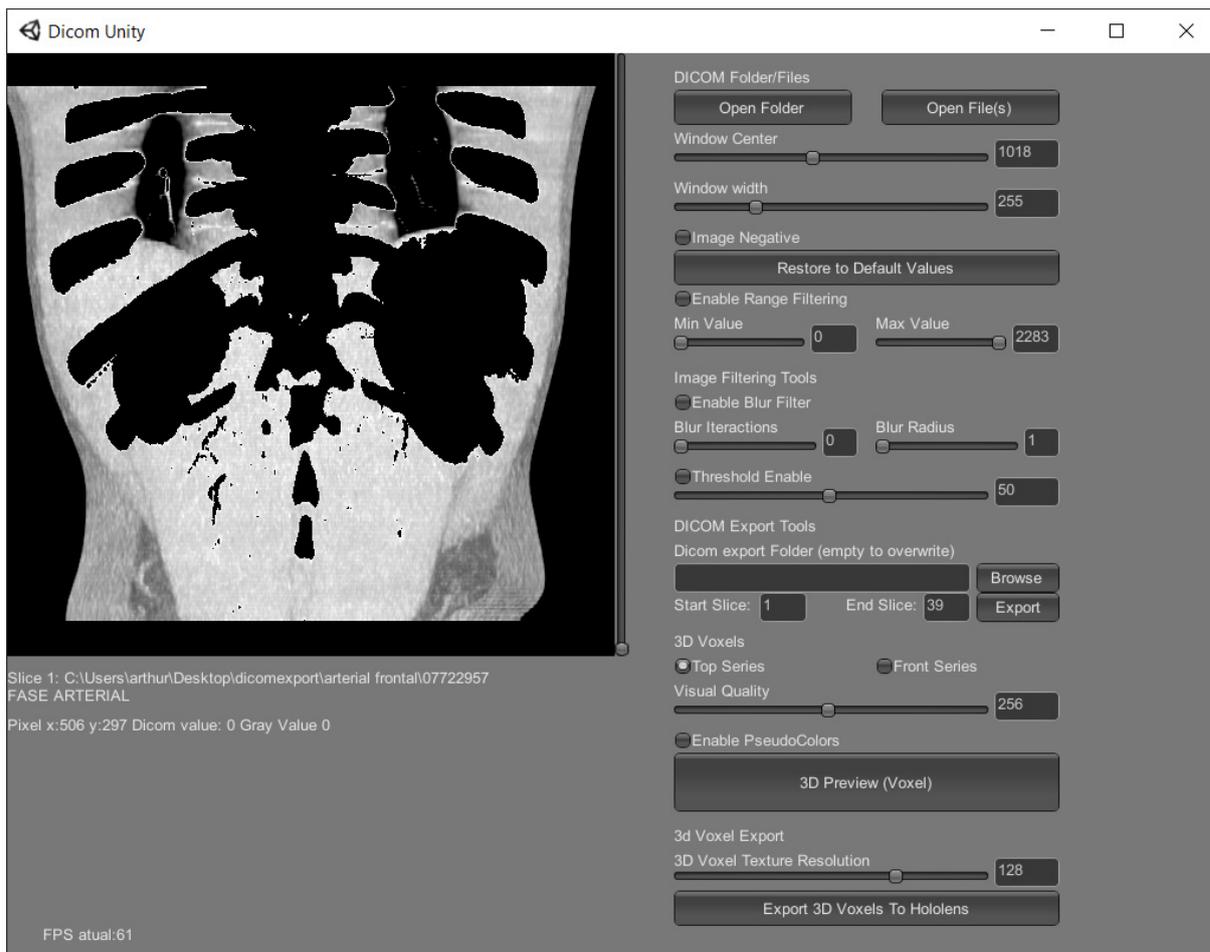


Figura 6.17: Uma sequência de imagem recém aberta no sistema.

Além das informações já citadas, é possível visualizar na Figura 5.17 ainda informações sobre o estudo, sobre o arquivo e a slice atual.

Uma funcionalidade ainda não implementada na nova versão do sistema é a capacidade de seleção inteligente do melhor ponto para o parâmetro Window Center, utilizando ferramentas estatísticas de processamento de imagem. No entanto, é possível editar em tempo real os parâmetros de Window Width e Window Center, como é mostrado nos exemplos da Figura 6.18.

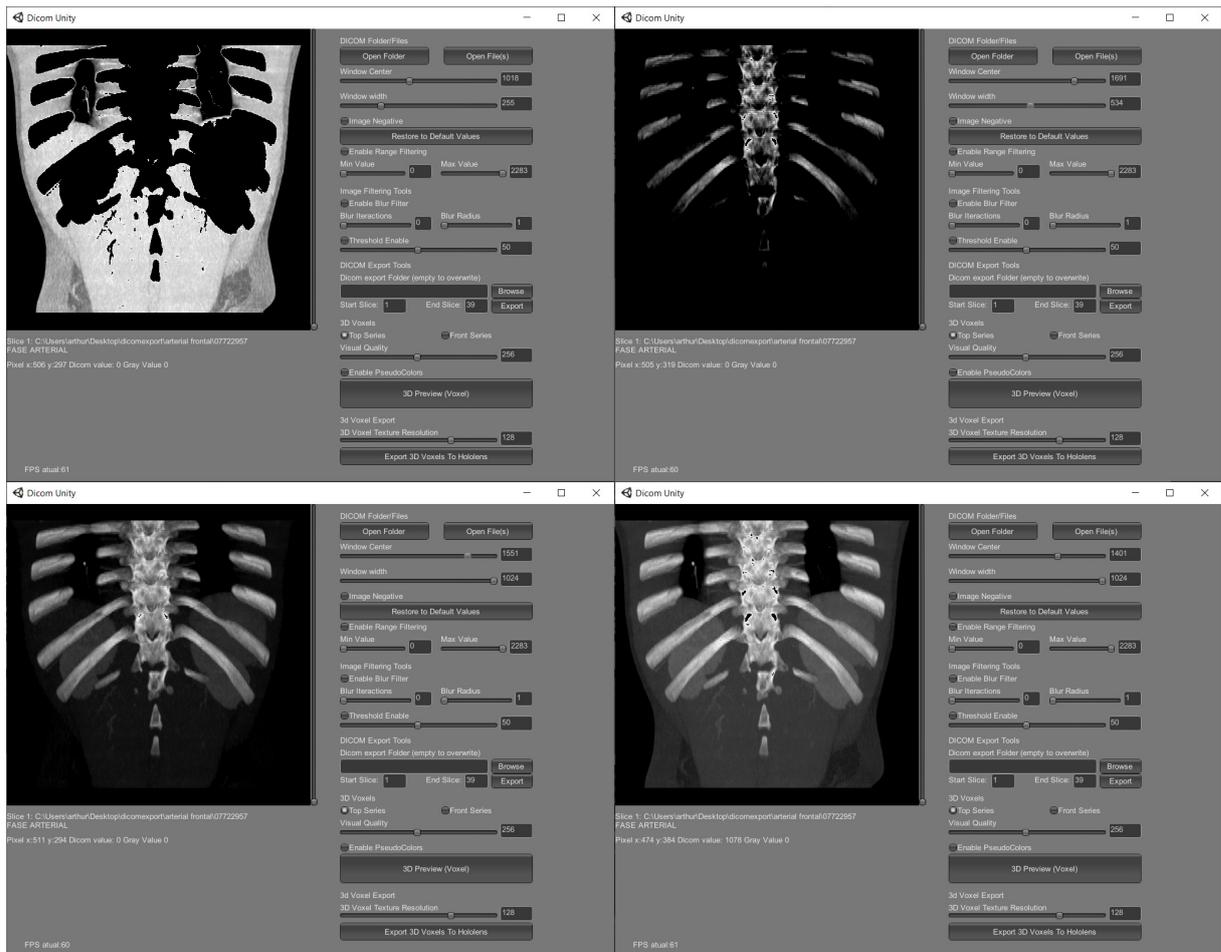


Figura 6.18: Exemplos de utilização dos parâmetros Window Width e Window Center.

Uma ferramenta adicional interessante que foi desenvolvida é a possibilidade de enxergar a imagem com as cores invertidas, em modo negativo, conforme é visualizado na Figura 6.19



Figura 6.19: Ferramenta de inversão de cores (negativo) sendo utilizada.

Ainda no pré-processamento, existe nessa versão uma ferramenta de filtragem por faixa de densidades. O filtro pode ser ligado ou desligado, e é possível definir os limites inferior e superior. Futuramente, está prevista a possibilidade de criar várias faixas de filtro ao invés de apenas uma. A Figura 6.20 mostra um exemplo de filtragem de densidades utilizando esta ferramenta, de forma a remover as costelas de uma imagem.

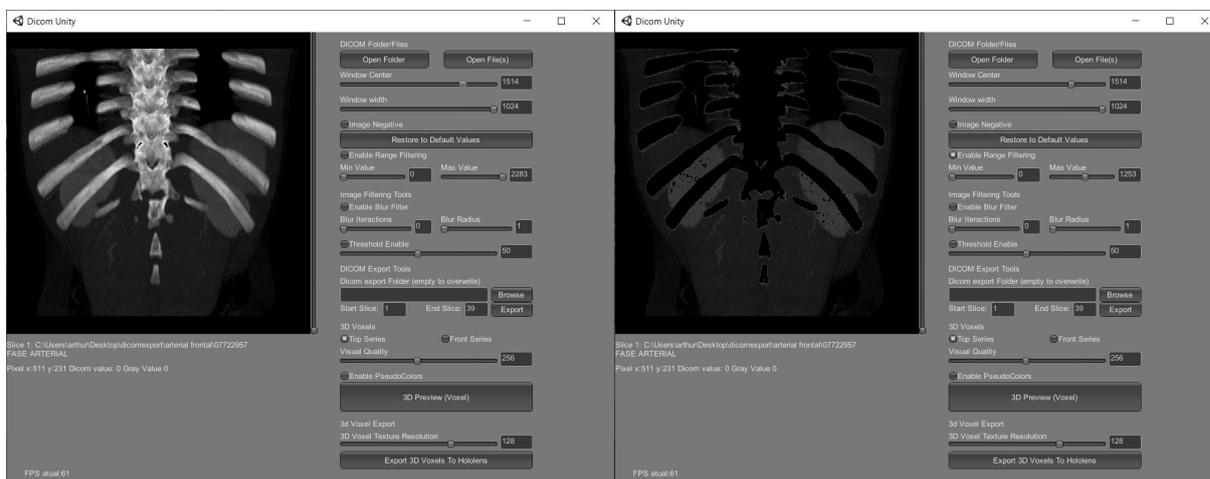


Figura 6.20: Ferramenta para Filtragem por densidades sendo utilizada para remoção das costelas.

Outra ferramenta de pré-processamento que não havia ainda na versão anterior e foi implementada, foi a suavização de imagens do tipo “Box Blur”. Assim como as outras ferramentas de pré-processamento nessa versão do sistema, ela pode ser ativada ou desativada a qualquer tempo. Essa ferramenta permite suavizar a ima-

gem utilizando um raio de atuação e uma quantidade de passagens que a ferramenta faz sobre a imagem. Essa ferramenta pode ser especialmente útil na melhora do traçamentos dos contornos e regiões. A Figura 6.21 apresenta alguns exemplos de configurações dessa ferramenta e seus efeitos visuais sobre as imagens.

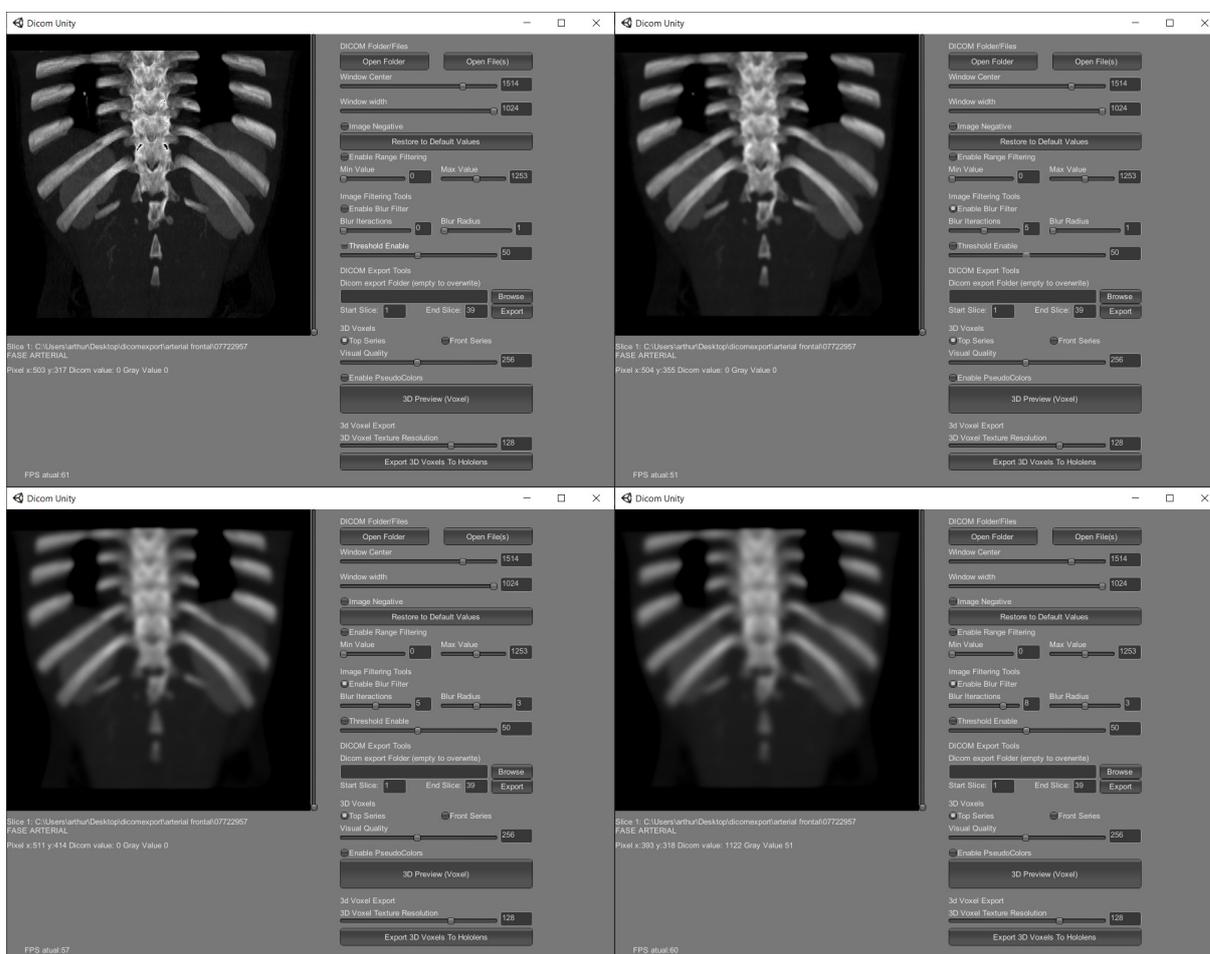


Figura 6.21: Ferramenta para suavização de imagens sendo utilizada em 4 configurações distintas.

Após as outras filtragens, existe a ferramenta de filtragem threshold que pode ser usada primariamente para a detecção de contornos, mas também pode ser usada para gerar uma visualização mais limpa em alguns casos. De maneira semelhante à versão anterior, a imagem recebida é binarizada entre as cores preto e branco, de acordo com um limiar de fronteira escolhido livremente pelo usuário. Também possui um botão do tipo “checkbox” para ativar ou desativar. A Figura 6.22 apresenta algumas configurações dessa ferramenta e seus resultados.

Essa versão do sistema ainda não possui as ferramentas de detecção de contornos

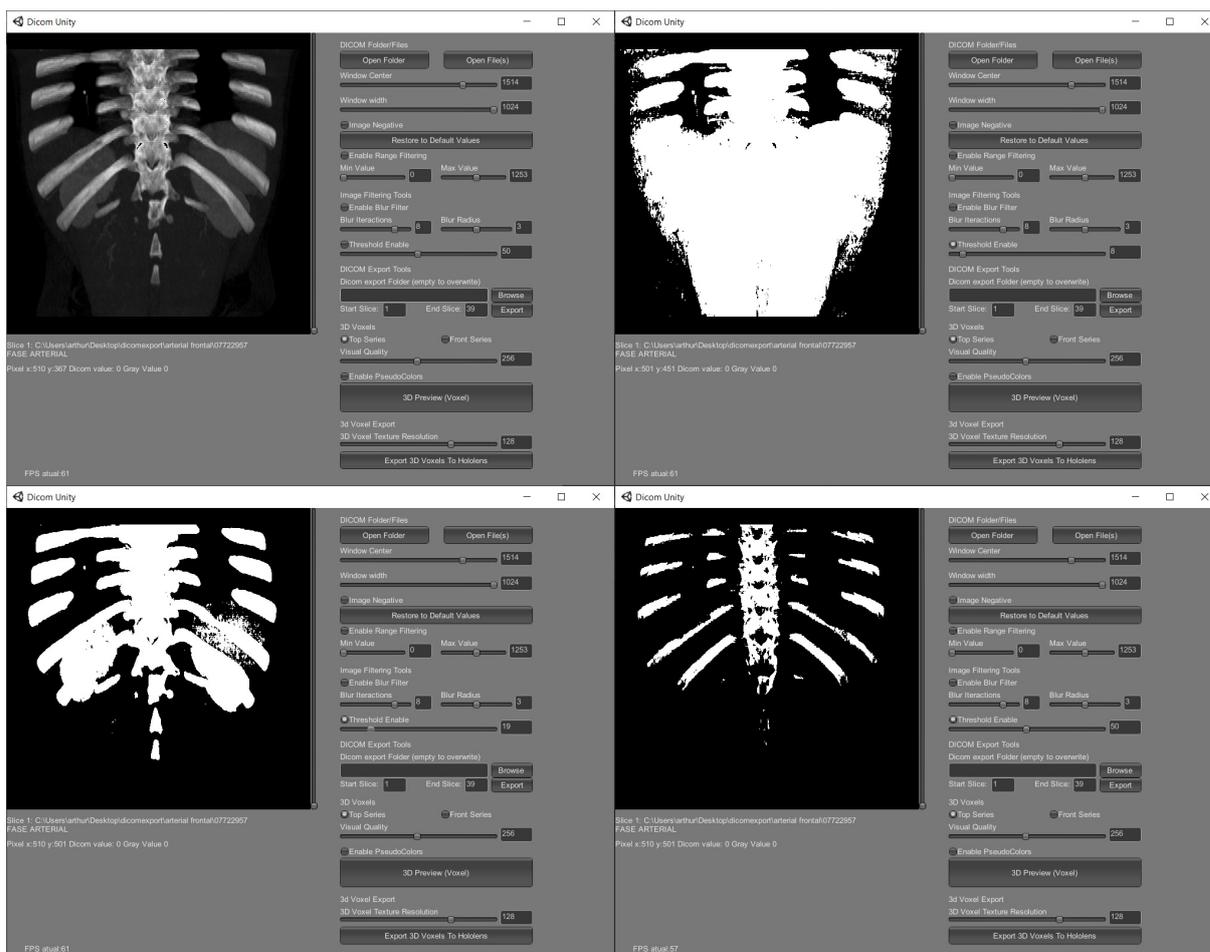


Figura 6.22: Ferramenta de suavização de imagens sendo utilizada em 4 configurações distintas.

e geração de superfícies a partir dos mesmos. Essas funcionalidades estão sendo portadas e melhoradas, pois conforme foi mostrado na seção anterior, existiam alguns problemas a serem superados.

Um último filtro disponível é a transformação da imagem em cores, usando um esquema de pseudocores, que associa a cada densidade ou faixa de densidades, uma tonalidade específica no espectro RGB. A Figura 6.23 apresenta um exemplo de utilização dessa funcionalidade.

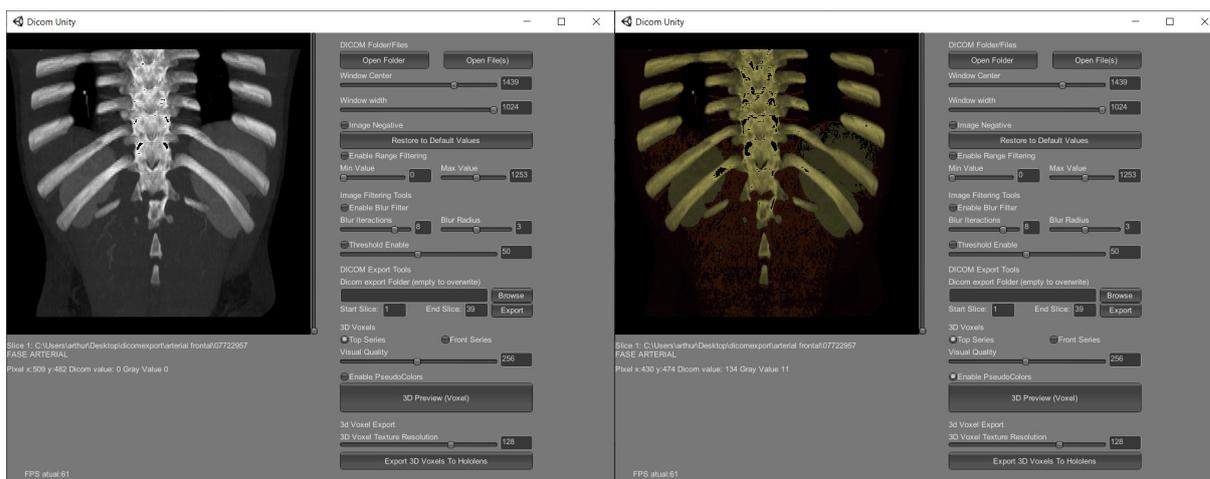


Figura 6.23: Ferramenta de pseudocores sendo utilizada para colorizar uma imagem.

Como foi visto na Figura 6.23, o esquema de pseudocores criado já funciona, apesar de ainda ter poucas faixas de densidade associadas e ainda estar com algumas faixas mal situadas, gerando problemas de interpretação do tipo de tecido representado. Ainda faltam também mais esquemas prontos e a possibilidade do usuário criar seus próprios esquemas de cores caso deseje.

Cabe ressaltar que, a versão de pseudocores mostrada foi posteriormente atualizada no módulo do Hololens, trazendo mais esquemas de cores e melhor performance, como será mostrado ainda neste capítulo.

Apesar de não ter trazer ferramentas de reconstrução de superfícies 3D, essa versão do sistema implementou 2 versões de visualização volumétrica, uma delas utilizando um conhecido algoritmo chamado de raycasting, e uma outra baseada no algoritmo original de (WILSON O., 1994), que utiliza texturas bidimensionais planificadas nos 3 eixos para obter uma visualização volumétrica, com vantagens e desvantagens em relação ao algoritmo de raycasting.

Enquanto que a versão raycasting tem que ser calculada em tempo real, o algoritmo baseado em texturas planificadas consome mais memória de vídeo por ter que carregar todas as texturas na memória de vídeo. Mas, uma vez carregadas, tem um desempenho bem satisfatório por contar com diversas otimizações presentes nas GPUs mais atuais. Como já citado, a motivação para a utilizar esta técnica foram os testes preliminares da versão raycasting com o dispositivo Hololens, que a apresentaram baixas contagens de quadros por segundo, prejudicando a qualidade da experiência de visualização e interação no ambiente holográfico. Foi implementado

ainda um parâmetro na versão raycasting que permite ao usuário escolher a qualidade desejada da visualização, o que traz um maior controle sobre a performance e qualidade. A Figura 6.24 apresenta algumas variações de qualidade no modo raycasting de visualização volumétrica.

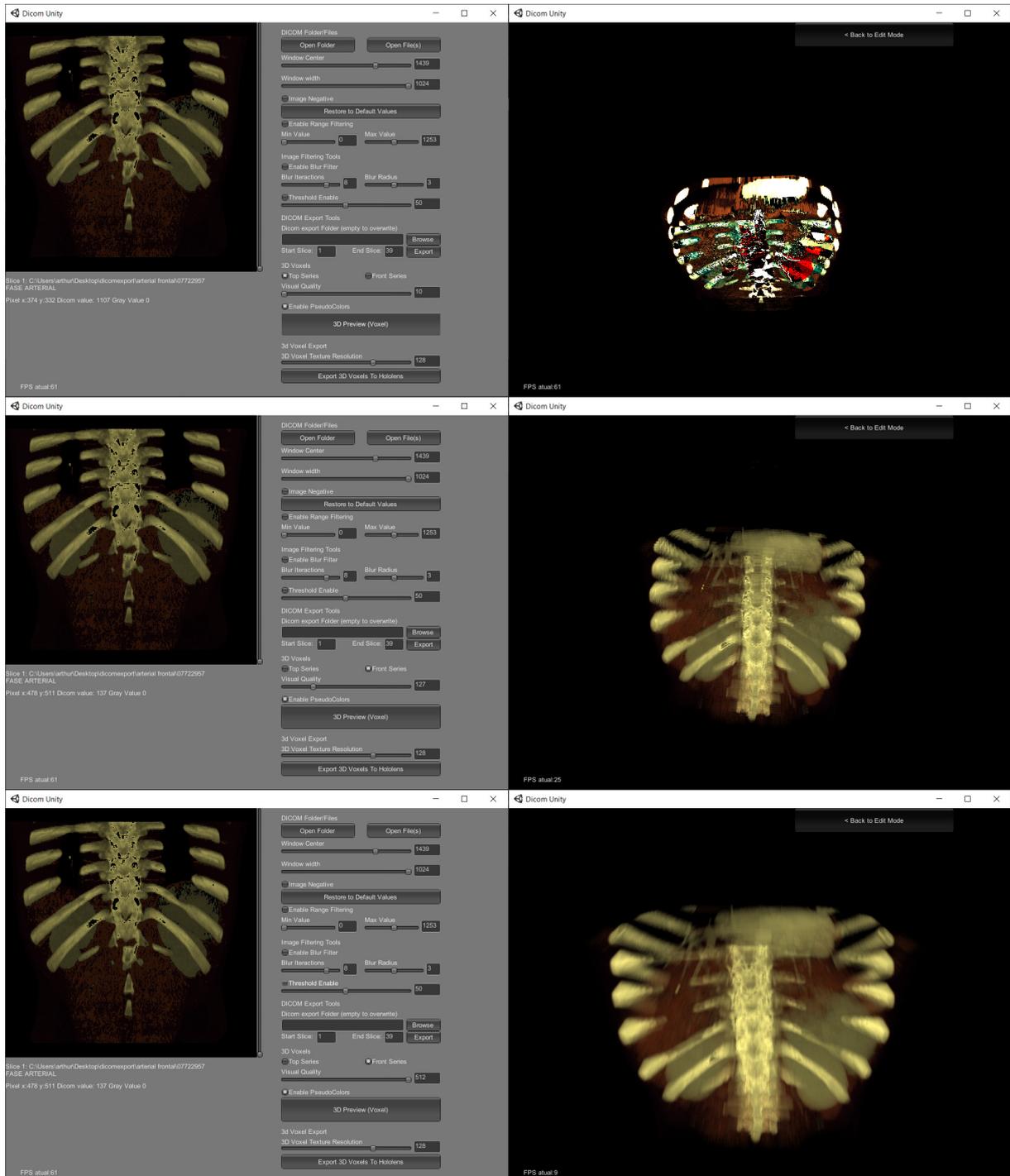


Figura 6.24: Variações de qualidade no modo raycasting de visualização volumétrica.

Como foi possível observar na Figura 6.24, a redução muito drástica na qualidade do modo raycasting pode gerar artefatos indesejados à visualização.

As Figuras 6.25 e 6.26 apresentam exemplos de visualizações volumétricas de um mesmo estudo de anatomia nos 2 algoritmos.

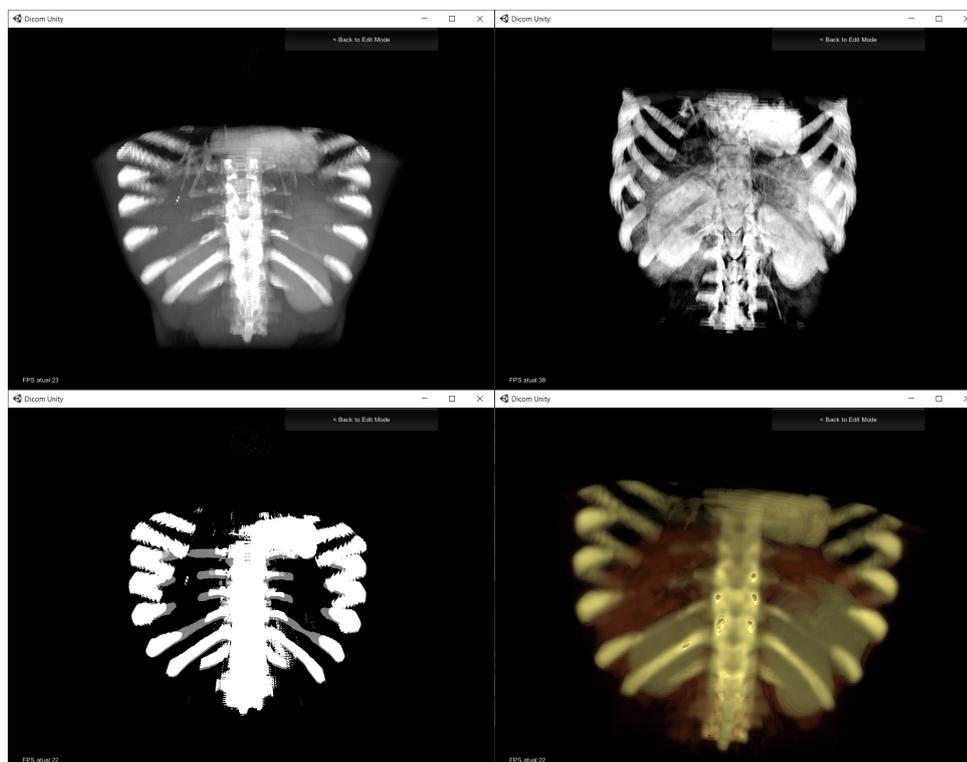


Figura 6.25: Exemplos de visualizações com raycasting.

Num primeiro momento, foram feitos testes de visualização holográfica apenas com a versão raycasting de visualização volumétrica. Para obter esse resultado, o usuário realiza todas as configurações desejadas no sistema Desktop e clica no botão “Export 3D Voxels to Hololens”. O sistema Desktop exporta então para o dispositivo os arquivos do estudo, que espelha as configurações utilizadas e realiza o processamento, permitindo que o usuário visualize o modelo no dispositivo com a mesma configuração que utilizou no sistema Desktop. Esse resultado pode ser conferido na Figura 6.27.

Assim, fazendo um retrospecto da nova versão do sistema, é possível sumarizar os seguintes pontos:

- A versão teve um salto de performance e ferramentas disponíveis em relação à versão anterior;

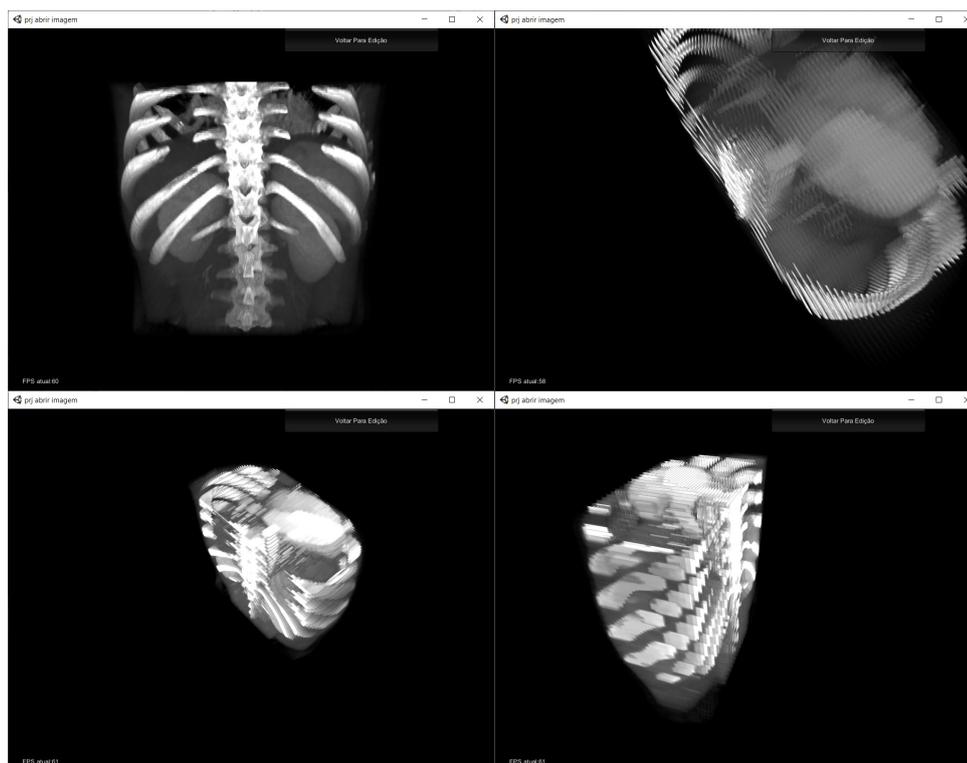


Figura 6.26: Exemplos de visualizações com o método de texturas planificadas.



Figura 6.27: Visualização volumétrica por Raycasting no Hololens.

- Os esquemas de pseudocores precisam ser expandidos, possibilitando ao usuário criar seus próprios esquemas;
- Já foi possível editar e exportar conteúdos para o Hololens, possibilitando a experiência de Realidade Misturada de forma híbrida, com as configurações e edições sendo feitas todas na versão desktop.

6.4 Simulador de TAVI no Hololens

Com base nos desenvolvimentos anteriores, a versão do sistema portada para o Hololens foi aprimorada, incluindo os diversos avanços obtidos anteriormente. Também nessa versão foram incluídos todos os elementos necessários à simulação de um procedimento TAVI que tinham sido previamente modelados. Além disso, interações por comandos de voz e gestos permitiram interagir com o sistema de forma prática e intuitiva.

Apesar de todos os avanços e otimizações obtidas, o hardware modesto do Hololens ainda consome um bom tempo inicialmente para carregar os estudos. Durante este tempo, o dispositivo fica irresponsivo, como se estivesse desligado. Para minimizar esta sensação, foram criadas algumas pausas entre as tarefas, onde por alguns instantes é mostrado um indicador de progresso, como é mostrado na figura 6.28

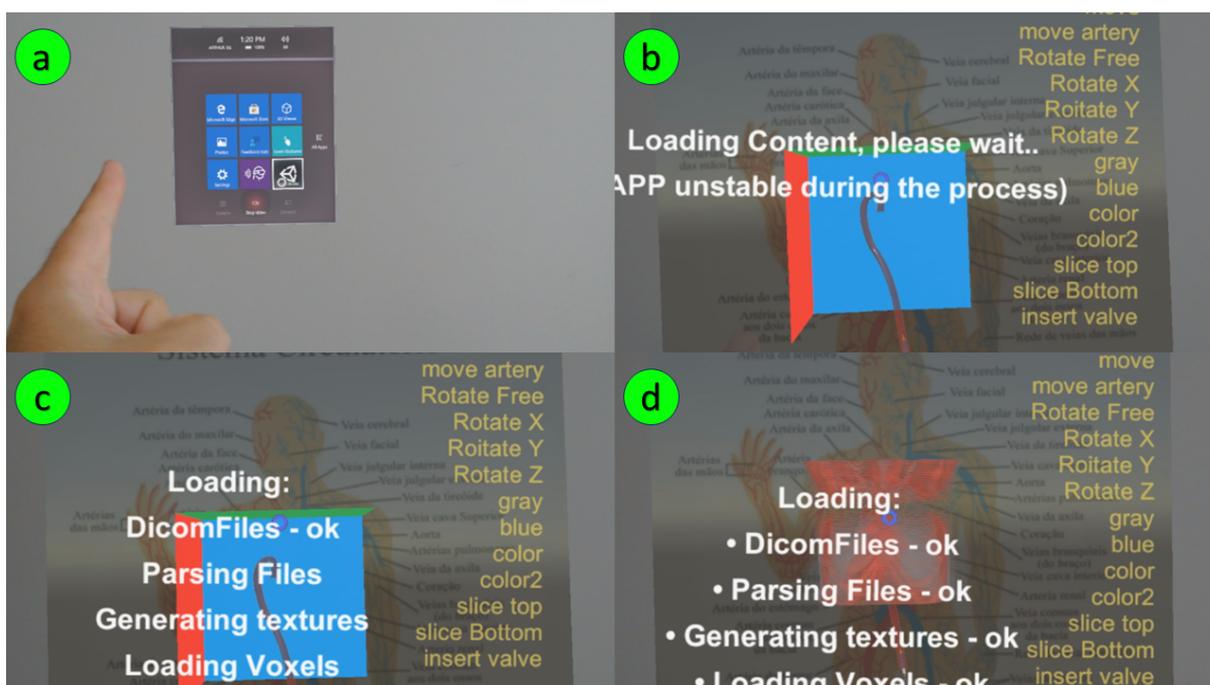


Figura 6.28: Telas demonstrando progresso no carregamento do estudo: a) início do programa; b) primeira mensagem advertindo sobre a demora; c) mensagem mostrando finalização de 1 das tarefas; d) mensagem mostrando finalização de todas as tarefas e estudo carregado ao fundo

O tempo total para carregamento de o estudo apresentado na imagem 6.28 (230 slices de resolução 512x512), desde o início do programa até a entrega do estudo para visualização e interação, foi de 2 minutos e 4 segundos enquanto capturava o

vídeo.

O tempo de carregamento para o mesmo estudo, mas com a captura de vídeo desligada, caiu para 1 minuto e 33 segundos, ou seja, uma diferença de 25% a mais de tempo.

Após o carregamento, o próximo passo natural é alinhar a visualização gerada das tomografias com o modelo utilizado para a simulação (boneco, manequim, cadáver, esqueleto, etc). Num primeiro momento essa operação é feita manualmente, utilizando as operações de transformações disponibilizadas pelo sistema. Assim, a Figura 6.29 apresenta uma operação de alinhamento sendo realizada sobre um manequim.

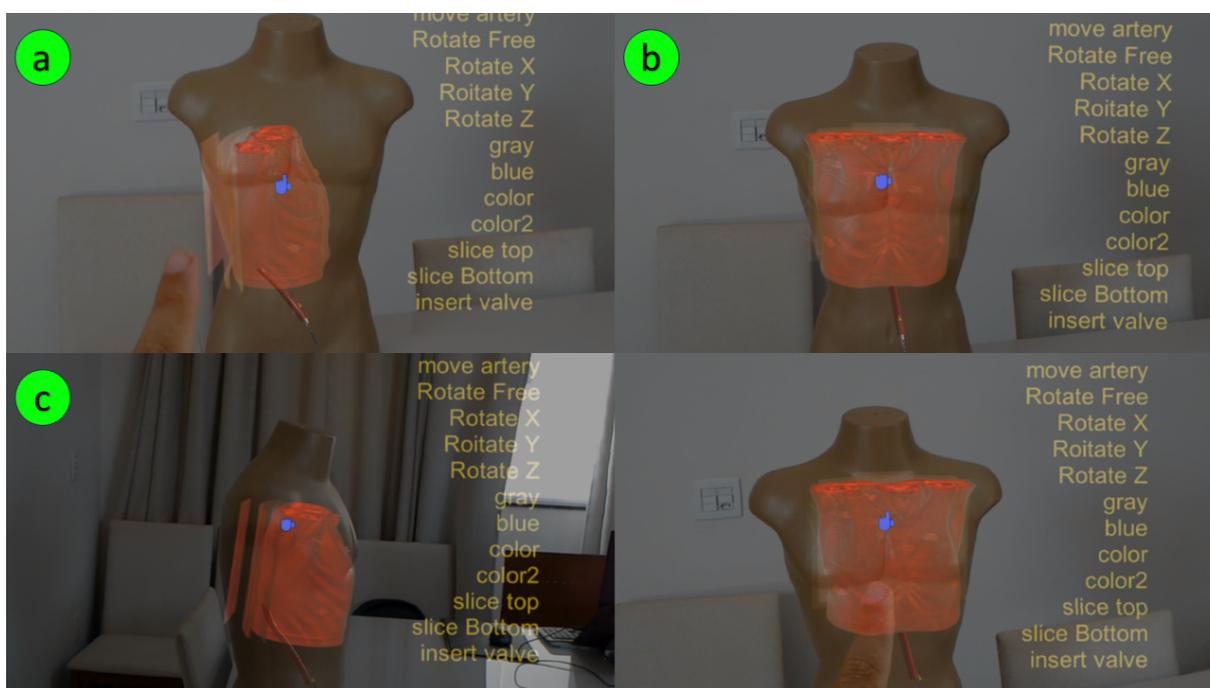


Figura 6.29: Telas demonstrando alinhamento do estudo ao manequim: a) início do alinhamento; b) alinhamento frontal concluído; c) alinhando no eixo da profundidade; d) alinhamento concluído

Algumas simulações desse procedimento foram realizadas, sendo que o usuário gasta em média 2 a 3 minutos para finalizar o procedimento. Uma vez terminado o alinhamento o usuário pode passear em volta do modelo livremente sem que os parâmetros sejam perdidos.

Outra operação bastante simples disponível é a de mostrar ou esconder o Atlas anatômico, através dos comandos de voz “show atlas” e “hide atlas”. A Figura 6.30 ilustra esse processo.

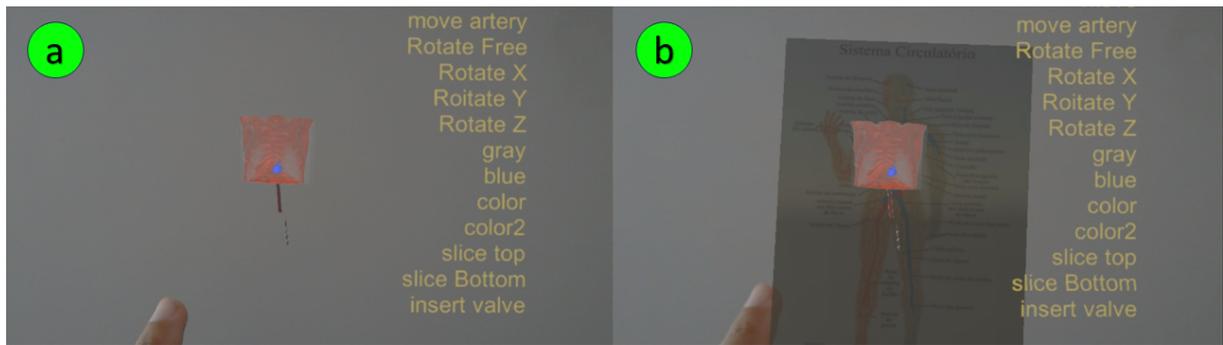


Figura 6.30: Telas demonstrando a operação de mostrar e esconder o atlas anatômico a) atlas visível; b) atlas invisível

As figuras 06.31 e 6.32, apresentam, respectivamente, os processos de rotação e escala do estudo gerado.

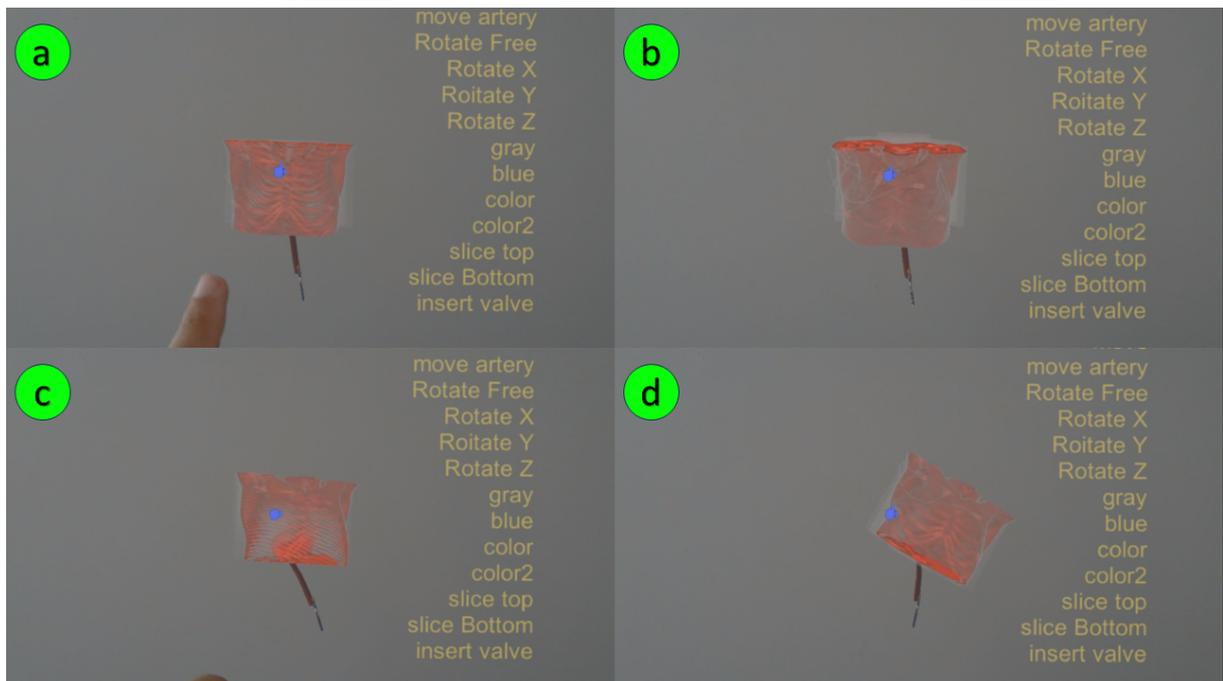


Figura 6.31: Telas demonstrando Operações de Rotação: a) Rotação original; b) Rotação no eixo X; c) Rotação no eixo y; d) Rotação no eixo Z

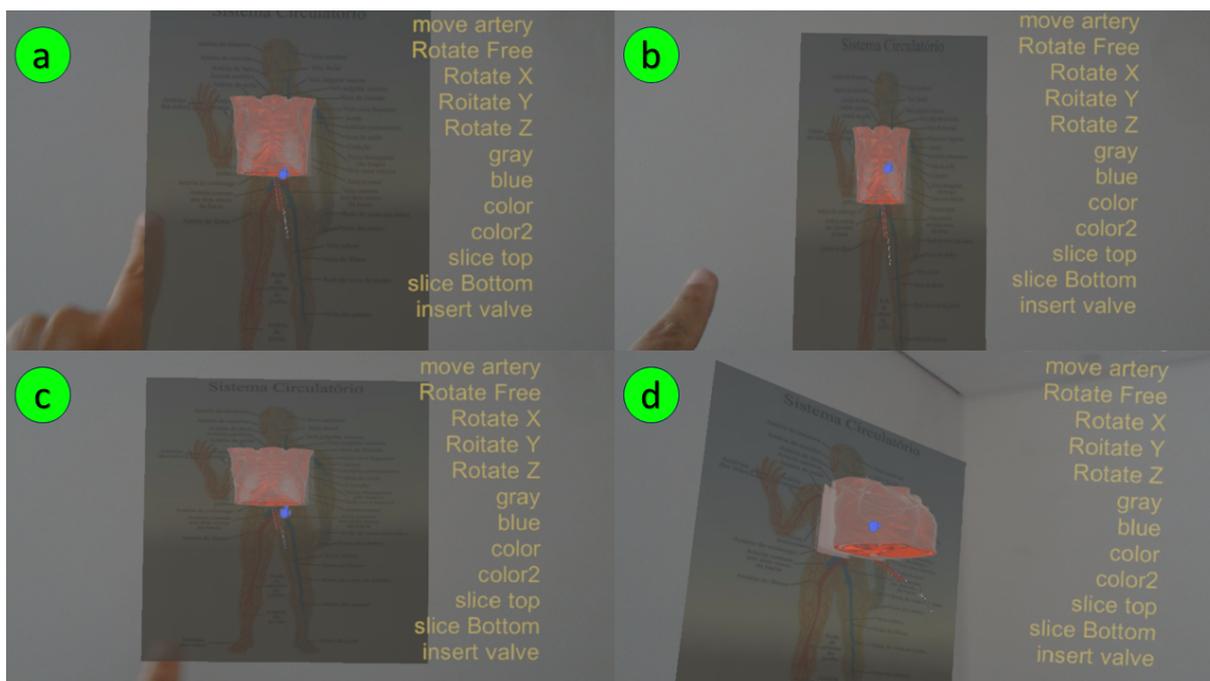


Figura 6.32: Telas demonstrando Operações de Escala: a) Escala original; b) Escala no eixo X; c) Escala no eixo y; d) Escala no eixo Z

Tanto as operações de escala quanto rotação podem gerar uma certa confusão quanto aos eixos que estão sendo afetados, o que sugere que talvez fosse útil ter auxílios visuais para guiar o usuário.

A próxima funcionalidade testada foi a troca de esquemas de cores, que é feita por comandos de voz chamando o esquema desejado, tais como “gray” “blue” “color” “color 2”. Ao chamar uma dessas operações, o dispositivo congela por cerca de 8 segundos até conseguir processar todos os 230 slices do estudo usado para os testes. Apesar de parecer um tempo grande, antes da otimização da função de transferência tal como apresentado no capítulo anterior, o tempo era da ordem de minutos. a Figura 6.33 apresenta alguns dos esquemas de cores disponíveis.

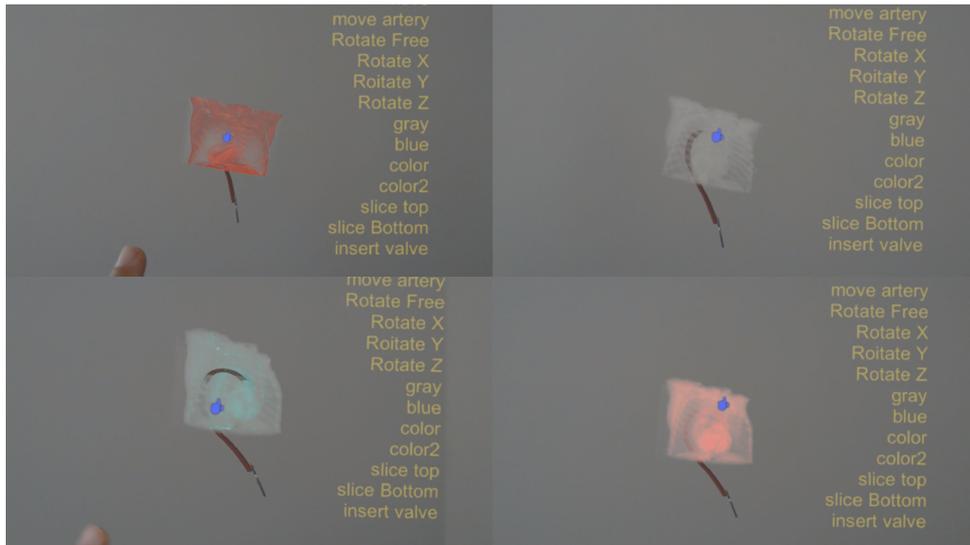


Figura 6.33: Esquemas de cores: a)Original; b)Cinza; c)Azul y; d)Cor1

A próxima funcionalidade testada a de esconder slices na parte superior ou inferior do estudo. Cabe ressaltar que, posteriormente essa funcionalidade será estendida para os 2 outros eixos. A funcionalidade é ativada pelos comandos de voz “slice top” e “slice bottom”. Após a ativação, gestos para cima e para baixo navegam entre as slices do estudo, conforme mostrado na Figura 6.34.

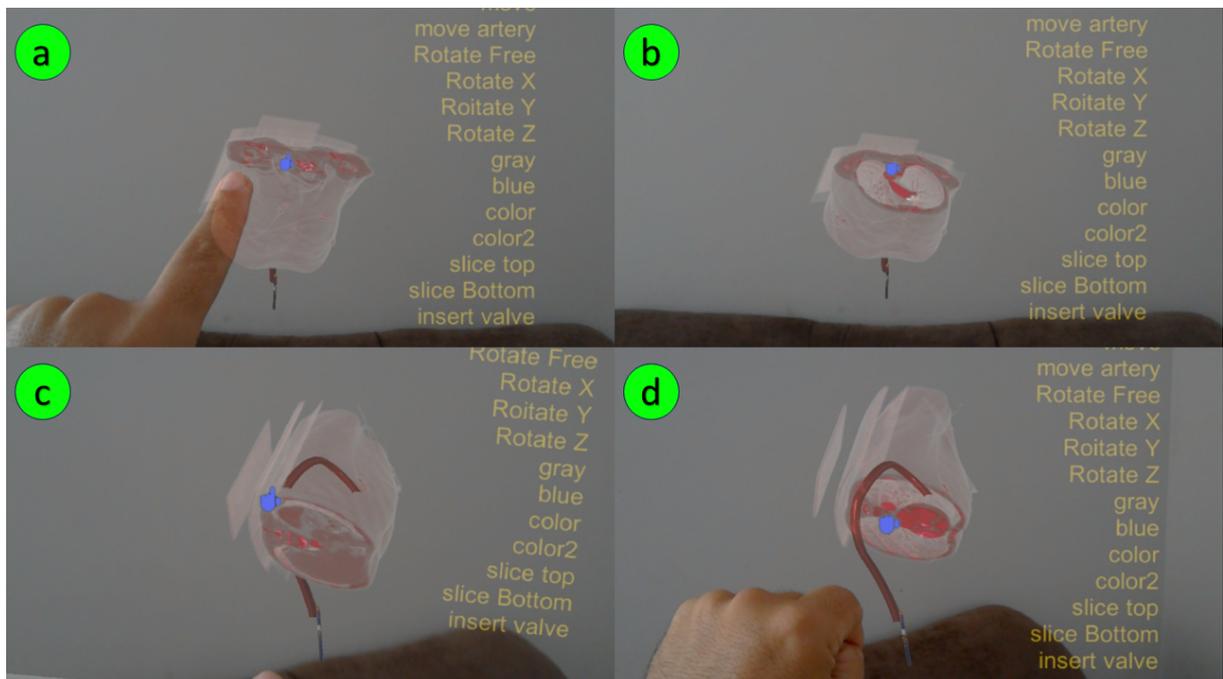


Figura 6.34: Esquemas de cores: a)original; b)slice top; c)original y; d)slice bottom

A última funcionalidade testada é a simulação da TAVI de fato. Essa simulação

consiste nas seguintes etapas:

- inserir o cateter - comando de voz “insert valve” seguido de gesto para controlar a animação do percurso do cateter pela artéria virtual;
- Inflar o balão - comando de voz “inflate balloon” seguido de gesto horizontal controlando a animação de encher o balão. Nessa etapa é mostrado um valor em mililitros e é possível inflar o balão até somente o ponto desejado, fazendo com que a válvula também só seja expandida até o ponto desejado;
- Desinflar o balão - comando de voz “deflate balloon” seguido de gesto horizontal para controlar a animação de desinflar o balão. Nessa operação, a válvula permanece expandida, como é o esperado;
- Remover o balão - comando de voz “remove balloon” seguido de gesto horizontal para controlar a retirada do balão e cateter pela artéria virtual.

A simulação da operação foi realizada algumas vezes, sendo que em alguns momentos houve algumas dificuldades em se visualizar a válvula em meio às estruturas do estudo. No entanto, através das operações de transparência do estudo e slice foi possível contornar essas dificuldades e completar o procedimento com sucesso.

Cabe também ressaltar que, dependendo do estudo, pode ser necessário alinhar a artéria virtual à raiz aórtica do estudo. Para tanto existem as mesmas operações de movimentação, escala e rotação disponíveis para a artéria, sendo acionadas pelos comandos “move artery”, “resize artery” e “rotate artery”. Nesse caso, os comandos são todos executados com gestos de maneira livre, ou seja, de acordo com o movimento das mãos o eixo correspondente é afetado.

A Figura 6.35 mostra a sequência dos procedimentos de uma TAVI sendo simulados no sistema.

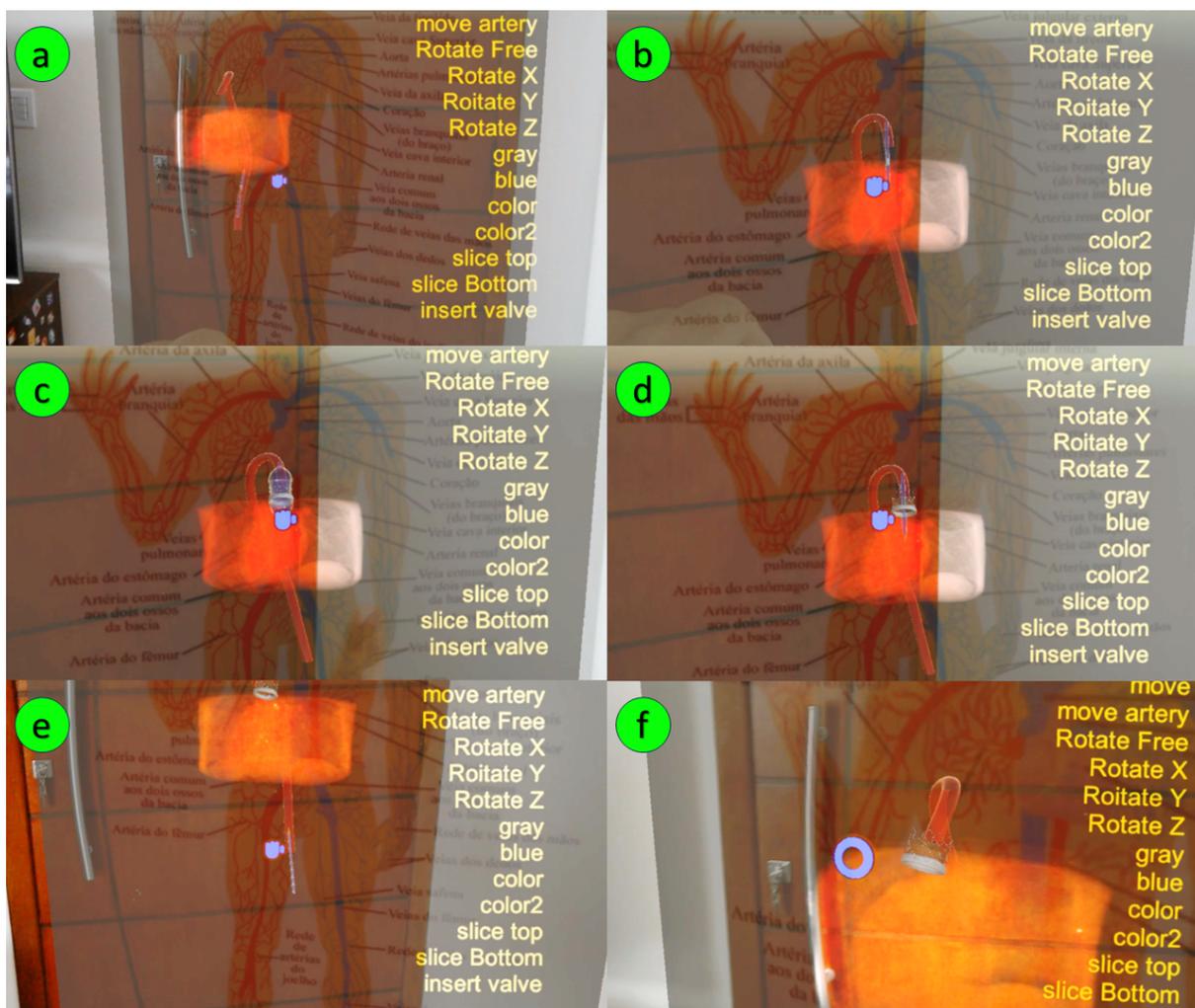


Figura 6.35: Simulação de uma TAVI em ambiente de RM: a)iniciando inserção do cateter; b) cateter inserido e posicionado; c)inflando balão e expandindo válvula; d)desinflando balão; e)removendo cateter; f)válvula posicionada

Os testes mostrados até o momentos foram feitos em ambientes controlados, no entanto a intenção do sistema é ser algo passível de utilização em ambientes comumente utilizados por estudantes e profissionais de Medicina. Com isso em mente, foram elaboradas 3 estratégias de testes:

- Testes com um boneco de aprendizado - Cursos na área da saúde frequentemente fazem uso de bonecos para aprendizado de anatomia e outras competências. Sendo assim, foi planejada e executada uma sessão de testes com um boneco usado por estudantes. No entanto, um problema no sistema, corrigido posteriormente, inviabilizou a utilização desses resultados, pois o estudo estudo estava sendo gerado com partes superior e inferior faltando, e na parte superior

faltavam slices justamente da área cardíaca de interesse;

- Testes com cadáveres - Cadáveres também fazem parte da rotina de aprendizado em cursos na área da saúde. Dependendo do estado de conservação, eles são inclusive mais precisos que os bonecos, pois se tratam de indivíduos reais, com proporções, estruturas e órgãos fidedignos. Dessa forma, foram planejados e realizados testes com um cadáver utilizado por estudantes;
- Testes com esqueleto real - Da mesma forma que um cadáver, esqueletos reais muitas vezes estão disponíveis para estudo nos cursos da área da saúde. Dessa forma, uma sessão de testes com um esqueleto foi realizada.

É importante ressaltar que, as sessões de testes do sistema foram feitas in loco, nos mesmos ambientes onde alunos se reúnem regularmente para estudos, sendo portanto uma simulação valiosa para mensurar diversos aspectos do sistema, tais como tolerância a ruídos, iluminação intensa e restrições de espaço.

As Figuras 6.36 e 6.37 apresentam resultados obtidos nessas seções de testes



Figura 6.36: Testes com o cadáver: a) Volume sobreposto; b) válvula plenamente expandida e posicionada; c) balão sendo esvaziado; d) válvula no local e balão totalmente esvaziado

As impressões registradas nessas sessões de testes podem ser resumidas em:

- Os comandos de voz foram reconhecidos razoavelmente mesmo com várias outras pessoas no ambiente conversando. Em alguns momentos de conversas

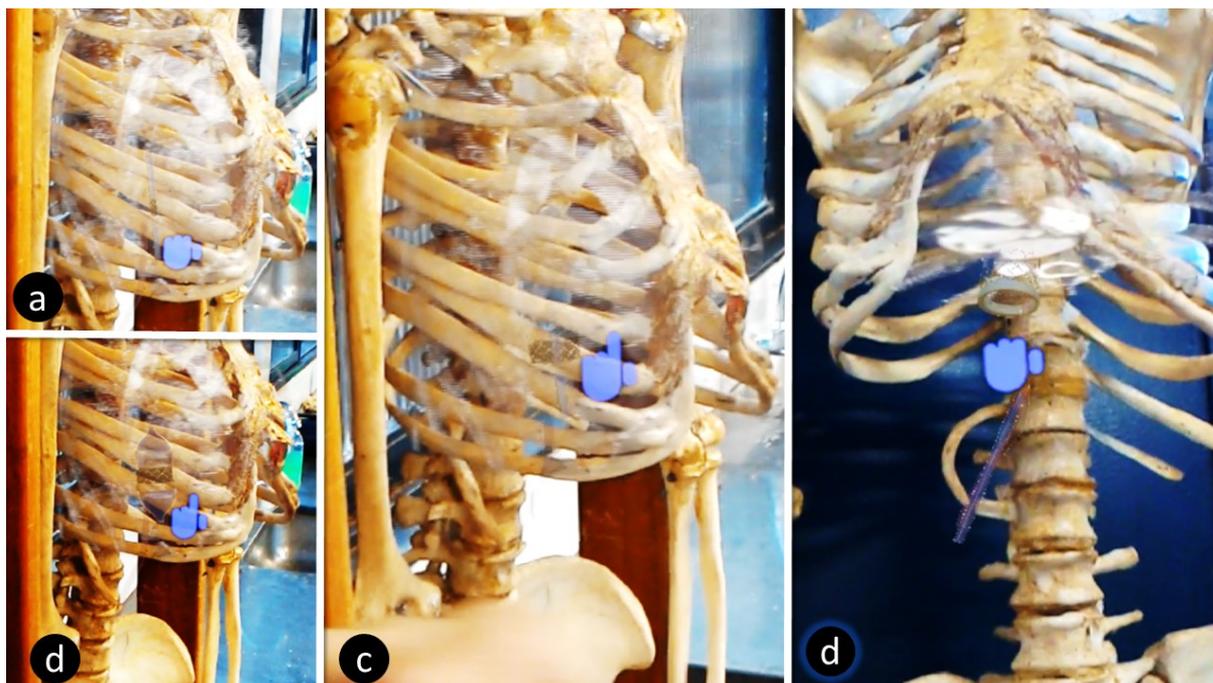


Figura 6.37: Experimento no esqueleto: Volume sobreposto ao esqueleto (detalhes em branco); b) válvula expandida; c) balão esvaziado e válvula posicionada; d) operação de Slicing

muito altas, notou-se maior dificuldade no reconhecimento, mesmo porque havia um certo receio de não falar os comandos de maneira muito alta para não atrapalhar as demais pessoas;

- O resultado visualizado no dispositivo é, definitivamente muito diferente da saída gerada em vídeo, como mostram as Figuras 06.36 e 06.37 com os testes. Ambientes mais iluminados acentuam ainda mais essa situação, o que levou ao desenvolvimento posterior da funcionalidade de escurecimento parcial do feed de vídeo, conforme explicado no capítulo 05. Mesmo com essa funcionalidade, a experiência do usuário ainda é bastante distinta (para melhor) da saída de vídeo gerada;
- Foi possível alinhar os estudos aos modelos do esqueleto e cadáver sem problemas, sendo que o esqueleto estava em posição vertical, enquanto que o cadáver estava em posição horizontal, então as operações disponíveis no sistema possibilitaram, com algum esforço, esse alinhamento.
- Foi possível simular nesses testes todas as etapas da TAVI modeladas, sem

maiores complicações.

Finalmente, no capítulo 05 foi detectada uma diferença muito grande de performance entre os algoritmos de visualização volumétrica raycasting e texturas planificadas. Para mensurar melhor essas diferenças foi elaborado um teste, onde a versão preliminar baseada em raycasting foi comparada com a versão mais atual baseada na planificação de texturas. Os parâmetros do teste foram os seguintes:

- estudos compostos de 50, 100 e 200 slices;
- resolução das slices mantida original 512x512;
- Dispositivo Hololens mantido em ângulo perpendicular ao estudo, a uma distância de 2 metros.
- Testes repetidos 10 vezes coletando a quantidade de quadros por segundo obtida (foi criado um script que mostra continuamente essas taxas no visor) e fazendo uma média aritmética simples

Os resultados desses testes podem ser conferidos na Tabela 6.1

Tabela 6.1: Comparação de funcionalidades entre os trabalhos e softwares analisados

Quantidade de Slices	Frames por Segundo Raycasting	Frames por segundo Mapeamento
<i>50</i>	<i>5.7</i>	<i>32.2</i>
<i>100</i>	<i>2.9</i>	<i>25.1</i>
<i>200</i>	<i>1.7</i>	<i>15.5</i>

Como pôde ser observado na Tabela 6.1, a taxa de quadros utilizando o algoritmo raycasting cai bastante em estudos com quantidades consideráveis de slices, enquanto que no algoritmo de texturas mapeadas, apesar de também haver uma queda, mantem-se uma taxa média de 15 quadros por segundo, o que ainda é suficiente para uma experiência razoavelmente fluida de RM.

6.5 Considerações Finais

Neste capítulo, foram apresentados testes abrangendo cada funcionalidade presente nas 3 versões já criadas do sistema. As versões foram comparadas em termos de funcionalidade, performance, justificando assim o motivo da migração para a engine Unity, bem como demonstrando os avanços em performance obtidos com as otimizações de código realizadas para a versão implementada no dispositivo HoloLens.

De fato, é possível perceber que houve ganhos significativos, culminando com a primeira experiência completa de simulação de uma TAVI em ambiente de RM, considerando os trabalhos detectados pela Revisão realizada no Capítulo 3.

O próximo capítulo dedica-se a realizar reflexões sobre os resultados obtidos com esta pesquisa, suas contribuições, fragilidades e melhorias possíveis.

Capítulo 7

Conclusões e Trabalhos Futuros

7.1 Introdução

Este capítulo apresenta as conclusões que puderam ser obtidas até o momento com esta pesquisa e aponta o direcionamentos por meio de propostas de atividades futuras.

7.2 Conclusões

No início desta pesquisa, foi declarada a motivação em desenvolver uma arquitetura capaz de dar suporte à simulação e treinamento para procedimentos TAVI, pois até o momento do início do trabalho, e revisão da literatura científica não mostrava nenhum resultado de sistemas que realizassem estas tarefas. A solução desenvolvida foi capaz de atender várias das características identificadas no capítulo de trabalhos relacionados, como mostra a Tabela 7.1.

Tabela 7.1: Comparativo de funcionalidades entre a solução desenvolvida e os trabalhos relacionados

Título		Filtragem e Edição de imagens médicas em ambiente de RM	Visualização e interação com imagens médicas em RM	Reconstrução realista de elementos da cirurgia TAVI	Simulação / treinamento de etapas da cirurgia TAVI	Atende a fase Pré cirúrgica	Atende a fase Intra cirúrgica	Atende a fase Pós cirúrgica	Precisão adequada a utilização clínica
Estudos Seleccionados	An augmented reality system for image guidance of transcatheter procedures for structural heart disease	Não	Parcial	Sim	Sim	Sim	Sim	Não	Sim
	Phantom study of an ultrasound guidance system for transcatheter aortic valve implantation	Não	Não	Não	Sim	Não	Sim	Não	Sim
	Automatic and efficient contrast-based 2-D/3-D fusion for trans-catheter aortic valve implantation (TAVI): Special Issue on Mixed Reality Guidance of Therapy - Towards Clinical Implementation	Não	Parcial	Não	Não	Sim	Não	Sim	Sim
Softwares de Visualização	Amira	Não	Não	Não	Não	Sim	Não	Não	Parcial
	Invesalius	Não	Não	Não	Não	Sim	Não	Não	Não
	Osirix	Não	Não	Não	Não	Sim	Não	Não	Parcial
	Radiant Viewer	Não	Não	Não	Não	Sim	Não	Não	Não
	Sante DicomViewer	Não	Não	Não	Não	Sim	Não	Não	Não
Proposta	Proposta deste Trabalho	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim	Não	Não	Parcial

Como foi apresentado na Tabela 7.1, a solução desenvolvida trouxe diversas funcionalidades relacionadas à RM, ausentes tanto nos estudos analisados quanto nos softwares de processamento de imagens médicas. Também é possível notar que a solução não atende as etapas intra e pós cirúrgicas, uma vez que o projeto inicial se concentra em simulação e treinamento, situados na fase pré-cirúrgica. Quanto à precisão adequada para utilização clínica, considerou-se essa funcionalidade como parcialmente satisfeita, uma vez que as visualizações dos estudos são geradas com precisão a nível dos pixels presentes nas slices, sendo portanto possível realizar medições e até escolher modelos de válvulas apropriados para cada área valvar.

A utilização da RM no âmbito da cirurgia em geral tem sido alvo de grande interesse em diversas pesquisas, como algumas das apresentadas neste trabalho. O sistema desenvolvido permitiu a realização de uma simulação de procedimentos TAVI em seus principais aspectos e etapas. A utilização da RM foi importante pois:

- A RM propicia um ambiente mais natural e realista de treinamento, integrando imagens médicas com modelos reais, permitindo não apenas a visualização de informações, como também manipulação e realização de tarefas sobre o con-

teúdo virtual. É importante ressaltar que essas interações são feitas utilizando metáforas mais naturais, como utilização de comandos de voz e gestos para acionar comandos de inserir parâmetros, o que é muito contrastante com as interfaces tradicionais baseadas em mouse e teclado. É possível, por exemplo, inspecionar a parte lateral de um estudo andando pela sala até encontrar o ângulo desejado, como se faria com um objeto real;

- A RM possibilita aos cirurgiões uma forma mais natural de visualizar as estruturas anatômicas do paciente, sob diversos ângulos e realces de cores, facilitando a compreensão de detalhes que mais facilmente seriam ignorados sob formas tradicionais de visualização;
- A RM permite a utilização modelos variados em tamanho e características para interação com as visualizações dos estudos, sendo capaz de “casar” os volumes gerados com bonecos, esqueletos, cadáveres e manequins em proporção, embora com a ressalva de que quando isso é feito acontecem distorções nas dimensões dos estudos, ficando inviabilizadas, por exemplo, as medições de áreas, tamanhos e ângulos.
- As interações por voz suportadas pelo HoloLens mostraram-se bastante confiáveis e proveitosas até mesmo para utilização clínica, pois o profissional pode consultar informações, acionar comandos e inserir valores diversos utilizando apenas a voz, dando mais liberdade de instrumentação com as mãos durante uma cirurgia;
- Adicionalmente aos comandos de voz, os comandos gestuais também se mostraram extremamente úteis, principalmente para entrada de valores e realização de transformações sobre objetos, complementando as funcionalidades dos comandos de voz de forma harmoniosa;
- O desenvolvimento desta ferramenta também foi útil para testar as capacidades do dispositivo HoloLens, identificando também os maiores gargalos de processamento e desempenho e documentando as tentativas de solucionar alguns desses problemas;
- Também foi possível testar o desempenho da solução desenvolvida em diversos

ambientes com condições adversas de ruído e alta luminosidade, permitindo uma melhor compreensão dos limites para essas condições;

- Além do progresso para a técnica TAVI, como fruto deste trabalho surgiram 3 softwares distintos, que podem servir como ponto de partida para novas pesquisas na área de imagens médicas e procedimentos TAVI.

Acredita-se que a ferramenta desenvolvida tem potencial para utilização real em treinamento e planejamento pré-cirúrgico de procedimentos TAVI. No entanto, cabe ressaltar que algumas melhorias, aqui tratadas como trabalhos futuros, poderiam aperfeiçoar ainda mais a experiência do usuário:

- Melhorar a visibilidade da saída dos hologramas para o público externo, através de estratégias como a que foi utilizada nos testes com o manequim;
- Pesquisar novas técnicas para a reconstrução e sincronização da artéria e região da válvula de maneira automatizada, permitindo o alinhamento automatizado da artéria virtual com o estudo, assim como permitindo cálculos como a área da válvula e ângulos de alinhamento;
- Investigar possibilidades de estender a utilização da ferramenta para o ambiente de cirurgia, através da utilização de sensores e outros aparatos para sincronizar elementos virtuais e reais com precisão clínica;
- Avaliar com clareza o nível de usabilidade do sistema em situações reais, do ponto de vista e com feedback dos usuários, para que possam ser realizados aperfeiçoamentos na interface e metáforas de interação, de tal sorte que, de fato, hajam ganhos na utilização desta solução durante o procedimento TAVI;
- Investigar mais profundamente técnicas e algoritmos de melhorias de performance, de modo a reduzir o tempo de processamento e resposta em algumas das funcionalidades, permitindo assim a utilização com tempos de resposta compatíveis com uma experiência em tempo real;
- Explorar a viabilidade da utilização de técnicas de Inteligência Artificial para o auxílio a tarefas secundárias da TAVI, como por exemplo a localização do ponto ótimo de inserção da válvula;

- Incluir auxílios visuais que permitam observar itens de interesse, como o fluxo do sangue e a geometria do feixe neuronal que gera os estímulos elétricos responsáveis pela contração do músculo cardíaco;
- Analisar a viabilidade de atualizar os modelos tridimensionais desenvolvidos para digital tweens, trazendo um maior nível de realismo e bidirecionalidade de comportamentos entre os modelos reais e virtuais.

Referências Bibliográficas

AMIRA. *Amira for Life Biomedical Sciences*. [S.l.], 2023 (accessed November 10, 2023). Disponível em: <<https://www.thermofisher.com/br/en/home/industrial/electron-microscopy/electron-microscopy-instruments-workflow-solutions/3d-visualization-analysis-software/amira-life-sciences-biomedical.html>>.

ANESTHESIOLOGISTS, A. S. of. *Heart surgery - types, recovery, & risks*. [S.l.], 2023 (accessed November 10, 2023). Disponível em: <<https://www.asahq.org/madeforthismoment/preparing-for-surgery/procedures/heart-surgery>>.

ARCHER, C. R. *Invesalius Home | CTI Renato Archer*. [S.l.], 2023 (accessed November 10, 2023). Disponível em: <<https://www.cti.gov.br/pt-br/invesalius>>.

ARTOOLKIT. *ARToolkit*. [S.l.], 2023 (accessed November 10, 2023). Disponível em: <<http://www.hitl.washington.edu/artoolkit/>>.

ASSOCIATION, A. H. *What is TAVR (TAVI)*. [S.l.], 2023 (accessed November 10, 2023). Disponível em: <<https://www.heart.org/en/health-topics/heart-valve-problems-and-disease/understanding-your-heart-valve-treatment-options/what-is-tavr>>.

AUTODESK. *3ds Max SDK Programmer's Guide*. [S.l.], 2023 (accessed November 10, 2023). Disponível em: <<http://docs.autodesk.com/3DSMAX/16/ENU/3ds-Max-SDK-Programmer-Guide/index.html>>.

AUTODESK. *AutoLISP Developers Guide*. [S.l.], 2023 (accessed November 10, 2023). Disponível em: <<https://knowledge.autodesk.com/search-result/caas/CloudHelp/cloudhelp/2018/ENU/AutoCAD-AutoLISP/files/GUID-265AADB3-FB89-4D34-AA9D-6ADF70FF7D4B-htm.html>>.

AUTODESK. *MaxScript Overview*. [S.l.], 2023 (accessed November 10, 2023). Disponível em: <https://help.autodesk.com/view/3DSMAX/2017/ENU/?guid=__files_GUID_CFC04B9D_4645_4BA9_AABF_EDDB6F92B2C5_htm>.

AZUMA, R. T. *Mixed Reality: Foundations, Interaction, and Practice*. Boca Raton, FL: CRC Press, 2019.

BRADLEY, W. G. History of medical imaging. *Proceedings of the American Philosophical Society*, American Philosophical Society, v. 152, n. 3, p. 349–361, 2008. ISSN 0003049X. Disponível em: <<http://www.jstor.org/stable/40541591>>.

BREAST360. *Breast PET Scan*. [S.l.], 2023 (accessed November 10, 2023). Disponível em: <<https://breast360.org/topics/2017/01/01/breast-pet-scan/>>.

BRITANNICA, E. *Microscope*. [S.l.], 2023 (accessed November 10, 2023). Disponível em: <<https://www.britannica.com/technology/microscope>>.

BROWN, M. A.; SEMELKA, R. C. *MRI: Basic Principles and Applications*. [S.l.]: Wiley-Blackwell, 2010. ISBN 978-0-470-50098-9.

CANON, M. S. E. *Magnetic Resonance Imaging*. [S.l.], 2023 (accessed November 10, 2023). Disponível em: <<https://eu.medical.canon/product-solutions/magnetic-resonance-imaging/>>.

DICOM. *DICOM Standard*. [S.l.], 2023 (accessed November 10, 2023).

EDGY. *NASA Video Shows Potential HoloLens 2 Prototype*. [S.l.], 2023 (accessed November 10, 2023). Disponível em: <<https://edgy.app/microsoft-hololens-2>>.

EDWARDS. *Válvulas cardíacas aórticas transcater*. [S.l.], 2023 (accessed November 10, 2023). Disponível em: <<https://www.edwards.com/br/devices/heart-valves/transcatheter>>.

FUCHS, H.; KEDEM, Z. M.; USELTON, S. P. Optimal surface reconstruction from planar contours. *Communications of the ACM*, ACM, v. 20, n. 10, p. 693–702, 1977. DOI: <https://doi.org/10.1145/359842.359846>.

FURLAN, R. The future of augmented reality: HoloLens - microsoft's ar headset shines despite rough edges [resources, tools and toys]. *IEEE Spectrum*, v. 53, p. 21 – 21, 062016.

GAME, O. the. *Great Computer Gaming Tips Just For You*. [S.l.], 2023 (accessed November 10, 2023). Disponível em: <<https://overfallthegame.com/2019/05/13/great-computer-gaming-tips-just-for-you/>>.

GOLDMAN, L. Cardiac risks and complications of noncardiac surgery. *Annals of Surgery*, v. 198, p. 780–791, 1983. DOI:10.1109/MSPEC.2016.7473143.

GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. E. *Processamento Digital de imagem*. [S.l.]: São Paulo: Editora Blucher, 2000.

HENDEE, W. R. et al. Addressing overutilization in medical imaging. *Radiology*, Radiological Society of North America, Inc., v. 257, n. 1, p. 240–245, 2010.

HOLOLENS, M. *Microsoft HoloLens | Mixed Reality Technology For Business*. [S.l.], 2023 (accessed November 10, 2023). Disponível em: <<https://www.microsoft.com/en-us/hololens>>.

HSIEH, J. *Computed Tomography: principles, design, artifacts, and recent advances*. [S.l.]: SPIE , John Wiley Sons, 2009. ISBN 9780819475336.

IMAGINIS. *Early CT Scan*. [S.l.], 2023 (accessed November 10, 2023). Disponível em: <<http://www.imaginis.com/ct-scan/brief-history-of-ct>>.

IMAGINIS. *State Of The Art CT Scan*. [S.l.], 2023 (accessed November 10, 2023). Disponível em: <<http://www.imaginis.com/ct-scan/brief-history-of-ct>>.

- KATO, H.; BILLINGHURST, M. Recent advances in augmented reality. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, IEEE, v. 26, n. 4, p. 1876–1884, 2020.
- KOLECKI, R. et al. Assessment of the utility of mixed reality in medical education. *Transl. Res. Anat.*, v. 28, n. 100214, p. 100214, 2022. DOI:<https://doi.org/10.1016/j.tria.2022.100214>.
- LACROUTE, P.; LEVOY, M. Fast volume rendering using a shear-warp factorization of the viewing transformation. In: ACM. *Proceedings of the 21st annual conference on Computer graphics and interactive techniques*. [S.l.], 1994. p. 451–458.
- LEIKA. *Image Gallery: Application Options with Leica DM2500 LED Microscope*. [S.l.], 2023 (accessed November 10, 2023). Disponível em: <<https://www.leica-microsystems.com/science-lab/galleries/image-gallery-application-options-with-leica-dm2500-led-microscope/>>.
- LEVOY, M. Volume rendering-display of surface from volume data. *IEEE Computer Graphics & Applications*, v. 8, p. 135–143, 1988. DOI:<https://doi.org/10.1111/j.1467-8659.1989.tb00469.x>.
- LEVOY, M. Efficient ray tracing of volume data. *ACM Transactions on Graphics (TOG)*, ACM, v. 9, n. 3, p. 245–261, 1990. DOI:<https://doi.org/10.1145/78964.78965>.
- LIAO, R.; MIAO, S.; ZHENG, Y. Automatic and efficient contrast-based 2-D/3-D fusion for trans-catheter aortic valve implantation (TAVI). *Comput. Med. Imaging Graph.*, v. 37, n. 2, p. 150–161, 2013.
- LIU, J. et al. An augmented reality system for image guidance of transcatheter procedures for structural heart disease. *PLoS One*, v. 14, n. 7, p. e0219174, 2019. DOI:<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0219174>.
- LIVESCIENCE. *Whats is a Medical Ultrasound*. [S.l.], 2023 (accessed November 10, 2023). Disponível em: <<https://www.livescience.com/38426-ultrasound.html>>.
- LORENSEN, W. E.; CLINE, H. E. Marching cubes: A high resolution 3d surface construction algorithm. In: ACM. *ACM siggraph computer graphics*. [S.l.], 1987. v. 21, n. 4, p. 163–169.
- MANSSOUR, I. H.; FREITAS, C. M. D. S. Visualização volumétrica. *Revista de informática teórica e aplicada. Porto Alegre. Vol. 9, n. 2 (out. 2002)*, p. 97-126, 2002.
- MCLEOD, A. J. et al. Phantom study of an ultrasound guidance system for transcatheter aortic valve implantation. *Comput. Med. Imaging Graph.*, v. 50, p. 24–30, 2016.
- MEDIXANT. *Radiant Dicom Viewer*. [S.l.], 2023 (accessed November 10, 2023). Disponível em: <<https://www.radiantviewer.com/>>.
- MEDTRONIC. *CoreValve and Evolut TAVR Systems*. [S.l.], 2023 (accessed November 10, 2023). Disponível em: <<https://global.medtronic.com/xg-en/e/response/corevalve-evolut-tavr.html>>.

- MILGRAM, P. et al. Augmented reality: A class of displays on the reality-virtuality continuum. In: INTERNATIONAL SOCIETY FOR OPTICS AND PHOTONICS. *Telemanipulator and telepresence technologies*. [S.l.], 1995. v. 2351, p. 282–292.
- MIT. *Project on Image Guided Surgery*. [S.l.], 2023 (accessed November 10, 2023). Disponível em: <http://www.ai.mit.edu/projects/medical-vision/surgery/surgical_navigation.html>.
- NIELSON, G. M.; HAMANN, B. The asymptotic decider: resolving the ambiguity in marching cubes. In: IEEE COMPUTER SOCIETY PRESS. *Proceedings of the 2nd conference on Visualization'91*. [S.l.], 1991. p. 83–91. DOI:<https://doi.org/10.1002/j.1551-8833.1991.tb07141.x>.
- NVIDIA. *Nvidia OpenGL SDK10 Code Samples*. [S.l.], 2023 (accessed November 10, 2023). Disponível em: <http://developer.download.nvidia.com/SDK/10/opengl/samples.html#render_texture_3D>.
- OKOLI, C. et al. Guia para realizar uma revisão sistemática de literatura. *EAD EM FOCO*, v. 9, n. 1, 2019.
- OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. *Física das radiações*. Oficina de Textos, 2010. 204–210 p. ISBN 9788579750052. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=McjCcQAACAAJ>>.
- ORGANIZATION, W. H. *Cardiovascular diseases*. [S.l.], 2023 (accessed November 10, 2023). Disponível em: <<https://www.who.int/health-topics/cardiovascular-diseases>>.
- ORGANIZATION, W. H. *Cardiovascular diseases (CVDs)*. [S.l.], 2023 (accessed November 10, 2023). Disponível em: <[https://www.who.int/en/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](https://www.who.int/en/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds))>.
- OSIRIX. *Osirix Dicom Viewer | The world famous imaging viewer*. [S.l.], 2023 (accessed November 10, 2023). Disponível em: <<https://www.osirix-viewer.com/>>.
- OTTO, C. M.; PRENDERGAST, B. D.; REDWOOD, S. (Ed.). *Transcatheter Aortic Valve Implantation*. Philadelphia, PA: Elsevier - Health Sciences Division, 2022.
- PHYS.ORG. *Team develops ground-breaking flexible X-ray detector*. [S.l.], 2023 (accessed November 10, 2023). Disponível em: <<https://phys.org/news/2018-07-team-ground-breaking-flexible-x-ray-detector.html>>.
- PREIM, B.; BARTZ, D. *Visualization in medicine: theory, algorithms, and applications*. [S.l.]: Elsevier, 2007.
- RINCK, P. A. *Magnetic Resonance in Medicine: A Critical Introduction*. [S.l.]: Round Table Foundation, 2018. ISBN 978-3-7460-9518-9.
- ROSENTHAL, J. *Spectacles and Other Vision Aids: A History and Guide to Collecting*. Norman Pub., 1996. ISBN 9780930405717. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=lp4LAAAIAAJ>>.

- RÜDENBERG, R. Chapter 5 - origin and background of the invention of the electron microscope. In: *Advances in Imaging and Electron Physics*. Elsevier, 2010, (Advances in Imaging and Electron Physics, v. 160). p. 171 – 205. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1076567010600055>>.
- SANTESOFT. *Sante Dicom Viewer PRO*. [S.l.], 2023 (accessed November 10, 2023). Disponível em: <<https://www.santesoft.com/win/sante-dicom-viewer-pro/sante-dicom-viewer-pro.html>>.
- SEIBERT, J. A. *Archiving, Chapter 2: Medical Image Data Characteristics*. [S.l.], 2023 (accessed November 10, 2023).
- SHEKHAR, R. et al. Octree-based decimation of marching cubes surfaces. In: IEEE. *Proceedings of Seventh Annual IEEE Visualization'96*. [S.l.], 1996. p. 335–342.
- STEPHENSON, N. et al. Extended reality for procedural planning and guidance in structural heart disease - a review of the state-of-the-art. *Int. J. Cardiovasc. Imaging*, v. 39, n. 7, p. 1405–1419, 2023.
- TANG, A.; BILLINGHURST, M.; NEE, A. Y. C. A survey of augmented reality technologies, applications and limitations. In: IEEE. *Proceedings of the International Conference on Cyberworlds*. [S.l.], 2021. p. 231–238.
- TECHNOLOGIES, U. *Unity Learn*. [S.l.], 2023 (accessed November 10, 2023). Disponível em: <https://learn.unity.com/?_ga=2.163105468.1407245631.1574791942-1394357011.1574791942>.
- TORI, R.; HOUNSEL, M. d. S. *Introdução a Realidade Virtual e Aumentada*. [S.l.]: SBC, 2018.
- TSAI, T.-Y. et al. Merging virtual and physical experiences: extended realities in cardiovascular medicine. *Eur. Heart J.*, v. 44, n. 35, p. 3311–3322, 2023. DOI:<https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehad352>.
- UDUPA, J. K.; ODHNER, D. Shell rendering. *IEEE Computer Graphics and Applications*, IEEE, v. 13, n. 6, p. 58–67, 1993. DOI:<https://doi.org/10.1109/38.252558>.
- VERGE, T. *On the Vive's first birthday, the VR conversation is getting calmer*. [S.l.], 2023 (accessed November 10, 2023). Disponível em: <<https://www.theverge.com/2017/4/5/15191326/htc-vive-anniversary-state-of-vr>>.
- VUFORIA. *How To Work With Cloud Databases*. [S.l.], 2023 (accessed November 10, 2023). Disponível em: <<https://library.vuforia.com/content/vuforia-library/en/articles/Solution/How-To-Work-with-Cloud-Databases.html>>.
- WEBB, J. G. et al. TAVI in 2022: Remaining issues and future direction. *Archives of Cardiovascular Diseases*, v. 115, n. 4, p. 235–242, 2022. DOI:<https://doi.org/10.1016/j.acvd.2022.04.001>.
- WESTOVER, L. Footprint evaluation for volume rendering. *ACM Siggraph Computer Graphics*, ACM, v. 24, n. 4, p. 367–376, 1990. DOI:<https://doi.org/10.1145/97880.97919>.

WILHELMS, J.; GELDER, A. V. *A coherent projection approach for direct volume rendering*. [S.l.]: ACM, 1991.

WILLIAMS, L. Pyramidal parametrics. *Comput. Graph. (ACM)*, v. 17, n. 3, p. 1–11, 1983. DOI:<https://doi.org/10.1145/964967.801126>.

WILSON O., V. G. A. W. J. Direct volume rendering via 3d textures. *BaskinCenterfor-ComputerEngineeringandInformationSciences*, 1994.

ZORZAL, E. R.; BUCCIOLI, A. A. B.; KIRNER, C. Desenvolvimento de jogos em ambiente de realidade aumentada. *SBGAMES–Simpósio Brasileiro de Jogos para Computador e Entretenimento Digital, WJogos, USP, São Paulo, SP*, 2005.