

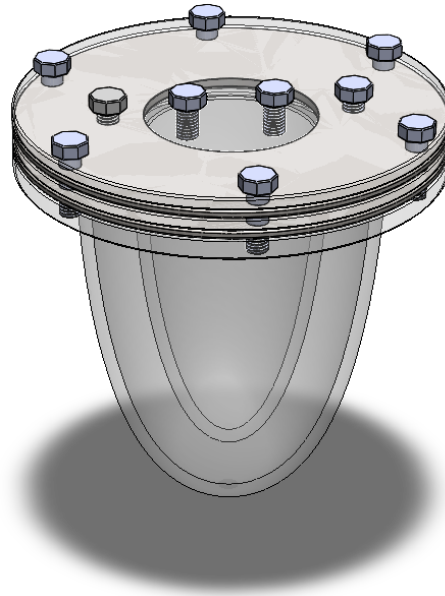


ISEL



**ESCOLA SUPERIOR DE
TECNOLOGIA DA SAÚDE
DE LISBOA**

INSTITUTO POLITÉCNICO DE LISBOA



Desenvolvimento de um fantoma antropomórfico para estudo da perfusão do miocárdio

SARA SILVA MACEDO
(Licenciada em Engenharia Mecânica)

Dissertação para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Orientadores:

Especialista Sérgio Rafael Reis Figueiredo
Doutor Afonso Manuel da Costa de Sousa Leite

Júri:

Presidente: Doutor João Pedro Barrigana Ramos da Costa
Vogais:

Doutor Nuno Miguel de Pinto Lobo e Matela
Especialista Sérgio Rafael Reis Figueiredo

Dezembro de 2025

Desenvolvimento de um fantoma antropomórfico para estudo da perfusão do miocárdio

SARA SILVA MACEDO
(Licenciada em Engenharia Mecânica)

Dissertação para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Orientadores:

Especialista Sérgio Rafael Reis Figueiredo, ESTeSL-IPL
Doutor Afonso Manuel da Costa de Sousa Leite, ESTS-IPS

Júri:

Presidente: Doutor João Pedro Barrigana Ramos da Costa, ISEL-IPL
Vogais:

Doutor Nuno Miguel de Pinto Lobo e Matela, FC-UL
Especialista Sérgio Rafael Reis Figueiredo, ESTeSL-IPL

Dezembro de 2025

Agradecimentos

Quero começar por agradecer aos meus orientadores. Ao Professor Sérgio por toda a orientação, disponibilidade, apoio e incentivo e paciência. Nunca me deixou desamparada. Ao Professor Afonso que me acompanhou durante a unidade curricular de Projeto Mecânico na Licenciatura, obrigada por todo o apoio, pelos conhecimentos passados e por nunca descansar até encontrar uma solução.

Quero também expressar o meu agradecimento ao Eng.º Nuno Grenho pela disponibilidade e por ter facilitado o acesso a recursos imprescindíveis à concretização deste projeto, nomeadamente a impressora 3D e resinas, cedidas através do Professor Sérgio. Ao Sr. Pedro Monteiro da empresa Morphis Composites pelas soluções sugeridas quando todas as opções pareciam falhar.

A todas as amigas e colegas amigas que o mestrado me proporcionou, mas em especial à Catarina Manique, à Pipa e à Beatriz, agradeço e celebro a nossa amizade. À pessoa mais importante que o mestrado me deu, ao meu namorado João Rafael, agradeço todo amor e carinho, apoio, compreensão e motivação.

Quero também expressar o meu agradecimento às amigas e amigo de longa data que sempre me acompanharam, pela amizade sincera, paciência e apoio incondicional. À Madalena Vaz, à Marisa Pires e ao Tomás Bragança, o meu obrigada. À Alexandra, a minha companheira de estágio, por sempre me ouvir e saber o que dizer.

Por fim, mas não menos importantes, quero deixar o meu imensurável obrigada aos meus pais, pelo amor incondicional, apoio e incentivo em todas as etapas da minha vida. Por sempre acreditarem em mim. A vossa presença foi fundamental para que eu pudesse superar todos os desafios e alcançar meus objetivos. Um grande obrigada ao meu tio e avó por todo o apoio, motivação e carinho.

A todos vocês, o meu mais sincero agradecimento. Sem o apoio e a colaboração de cada um, este trabalho não seria possível.

Declaração de integridade

Declaro que esta dissertação é o resultado da minha investigação pessoal e independente. O seu conteúdo é original e todas as fontes listadas nas referências bibliográficas foram consultadas e estão devidamente mencionadas no texto. Mais declaro que todas as referências científicas e técnicas relevantes para o desenvolvimento do trabalho estão devidamente citadas e constam das referências bibliográficas.

O autor

Lisboa, 18 de dezembro de 2025

Desenvolvimento de um fantoma antropomórfico para estudo da perfusão do miocárdio

Resumo

As doenças cardiovasculares (DCV), especificamente a Doença Arterial Coronária (DAC), constituem a principal causa de mortalidade mundial. Face à sua elevada prevalência, o diagnóstico precoce e a estratificação do risco são fundamentais para a implementação de estratégias clínicas que mitiguem os efeitos adversos na saúde pública. A SPECT-MPI (*Single Photon Emission Computed Tomography Myocardial Perfusion Imaging*) dedicada especificamente à análise da função e morfologia cardíaca, é amplamente utilizada no diagnóstico e estratificação da DAC, embora, a qualidade das imagens possa ser afetada por fatores degradantes como a baixa resolução espacial, a atenuação nos tecidos, o *motion blur* associado ao movimento fisiológico do miocárdio.

Neste contexto, os Fantasmas Antropomórficos (FA) simulam as propriedades anatómicas e fisiológicas da estrutura que representam no contexto imagiológico, proporcionando um ambiente controlado e reprodutível para o estudo, reduzindo a exposição do paciente à radiação. Consequentemente contribuindo para a otimização de protocolos de imagem e validação dos equipamentos. Todavia, o acesso a FA certificados para uso clínico é limitado pelos elevados custos de aquisição. A Prototipagem Rápida (PR) surge como uma alternativa viável, oferecendo elevada flexibilidade e liberdade de concepção, bem como a possibilidade de personalização de acordo com os requisitos do estudo.

Este trabalho teve como objetivo o desenvolvimento de um FA do Ventrículo Esquerdo (VE), destinado ao estudo da perfusão miocárdica em SPECT-MPI, recorrendo à PR. O modelo foi concebido num *software* de modelação 3D, baseado nas dimensões dos fantasmas homologados disponíveis, e produzido através da técnica de *Digital Light Processing* (DLP) e posteriormente montado.

Foram produzidos dois modelos de fantoma do VE, em conformidade com os objetivos definidos, evidenciando o potencial da PR como ferramenta de fabrico de fantasmas. Os resultados demonstram a viabilidade e potencialidade desta tecnologia para obtenção de modelos com elevado rigor geométrico, adaptáveis a diferentes contextos de investigação, contribuindo para o avanço de metodologias de validação em imagiologia médica.

Palavras-chave: Fantoma antropomórfico cardíaco, Doença Arterial Coronária, SPECT-MPI, Impressão 3D, Prototipagem Rápida.

Development of an anthropomorphic phantom for myocardial perfusion study

Abstract

Cardiovascular diseases (CVD, specifically Coronary Artery Disease (CAD)), represent the leading cause of mortality worldwide. Given its high prevalence, early diagnosis and risk stratification are essential for implementing clinical strategies aimed to mitigate adverse public health outcomes. SPECT-MPI (Single Photon Emission Computed Tomography Myocardial Perfusion Imaging), dedicated specifically to the assessment of cardiac function and morphology, is widely used in the diagnosis and risk stratification of CAD. However, the image quality may be compromised by degrading factors such as low spatial resolution and soft-tissue attenuation, motion blur associated with the physiological movement of the myocardium.

In this context, Anthropomorphic Phantoms (AP) replicate the anatomical and physiological properties of the structures they represent within imaging studies, providing a controlled and reproducible environment for investigation while reducing patient exposure to radiation. Consequently, they contribute to the optimization of imaging protocols and equipment validation. Nevertheless, access to clinically certified APs is often limited due to their high acquisition costs. Rapid Prototyping (RP) emerges as a viable alternative, offering high flexibility and design freedom, as well as the possibility of customization according to specific study requirements.

The aim of this work was the development of a Left Ventricle (LV) phantom for the study of myocardial perfusion using SPECT-MPI, employing RP. The model was designed using 3D modeling software, based on the dimensions of the approved reference phantoms available, and fabricated through Digital Light Processing (DLP), followed by assembly.

Two LV phantom models were produced in accordance with the defined objectives, demonstrating the potential of RP as a tool for phantom fabrication. The results highlight the feasibility and capability of this technology to produce models with high geometric fidelity, adaptable to diverse research contexts, thereby contributing to the advancement of validation methodologies in medical imaging.

Keywords: Anthropomorphic cardiac phantom, Coronary Artery Disease, SPECT, 3D printing, Rapid Prototyping.

Siglas

2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
²⁰¹Tl	Tálio-201
^{99m}Tc	Tecnécio-99m-metaestável
ABS	Acrilonitrila Butadieno Estireno
AIF	<i>Arterial Input Function</i>
ASTM	<i>American Society for Testing and Materials</i>
CAD	<i>Computer-Aided Desing</i>
CLIP	<i>Continuous Liquid Interface Production</i>
CZT	<i>Cadmium Zinc Telluride</i>
DAC	Doença Coronária Arterial
DCV	Doença Cardiovascular
DLP	<i>Digital Light Processing</i>
DMD	<i>Digital Mirror Device</i>
DPP	<i>Digital Projection Printing</i>
EM	Enfarte do Miocárdio
FA	Fantoma Antropomórfico
FDM	<i>Fused Deposition Modeling</i>
FEP	<i>Fluorinated Ethylene Propylene</i>
FOV	<i>Field of View</i>
FPC	Fotopolimerização em Cuba

HU	Escala de Hounsfield
IPA	Álcool Isopropílico
LAD	<i>Left Anterior Descending Coronary Artery</i>
LCD	<i>Liquid Crystal Display</i>
MA	Manufatura Aditiva
MBF	<i>Myocardial Blood Flow</i>
MPI	<i>Myocardial Perfusion Imaging</i>
OMS	Organização Mundial de Saúde
PET	<i>Positron Emission Tomography</i>
PETG	Polietileno Tereftalato Glicol
PMMA	Polimetilmetacrilato
PMT	<i>Photomultiplier Tubes</i>
PSF	<i>Point Spread-Function</i>
PR	Prototipagem Rápida
SLA	<i>Stereolithography</i>
SPECT	<i>Single Photon Emission Computed Tomography</i>
SPECT-MPI	<i>Single Photon Emission Computerized Tomography Myocardial Perfusion Imaging</i>
STL	<i>Standard Triangle Language</i>
TAC	<i>Time-Activity Curve</i>
TC	Tomografia Computorizada
TRC	Tissue Response Curve

UV Ultravioleta
VE Ventrículo Esquero
VLA *Vertical Long Axis*

Índice

1	Introdução.....	1
1.1	Contexto e pertinência	1
1.2	Objetivos.....	2
1.3	Contributos Relevantes.....	2
1.4	Estrutura	3
2	Enquadramento teórico.....	5
2.1	Doença Arterial Coronária.....	5
2.2	SPECT.....	7
2.2.1.	SPECT-MPI.....	7
2.2.2.	Instrumentação e Fundamentos	8
2.2.3.	Radiofármacos utilizados em SPECT-MPI	10
2.3	Fantomas.....	11
2.3.1.	Fantoma Cardíaco.....	11
2.4	Prototipagem rápida aplicada à medicina.....	12
2.4.1.	Prototipagem Rápida para produção de Fantomas	14
2.5	Estado da arte.....	16
2.6	Fotopolimerização em Cuba	25
2.6.1.	SLA	27
2.6.2.	DLP	28
2.6.3.	CLIP	29
2.6.4.	Comparação entre técnicas de FPC.....	29
2.7	Resina fotopolimerizável	30
2.8	Seleção da técnica e materiais para o fabrico do Fantoma	31
3	Trabalho Experimental.....	33
3.1	Metodologia	33
3.2	<i>Design</i> e Geometria do Fantoma	34
3.3	Modelação 3D.....	36

3.4	Preparação para Impressão.....	37
3.4.1.	<i>Software</i> de <i>slicing</i>	37
3.4.2.	Impressora	38
3.4.3.	Parâmetros de impressão	40
3.4.4.	Orientação e material de suporte.....	40
3.5	Impressão 3D.....	44
3.6	Pós-Processamento e acabamento	44
3.7	Produção de Juntas	45
4	Resultados e Discussão.....	47
4.1	Resultados da Impressão 3D das Peças do Fantoma	47
4.1.1.	Tampa e Flanges	47
4.1.2.	Cavidades do Ventrículo e Miocárdio	48
4.1.3.	Elementos de Fixação	49
4.1.4.	Moldes das Juntas do Ventrículo e Miocárdio.....	49
4.1.5.	Defeitos Identificados	50
4.2	Resultados do Pós-processamento e Acabamento	51
4.2.1.	Tampa, Flanges e Cavidade do Ventrículo e Miocárdio.....	51
4.2.2.	Elementos de fixação	55
4.2.3.	Moldes das Juntas do Ventrículo e Miocárdio.....	56
4.2.4.	Acabamento	56
4.3	Juntas do Ventrículo e Miocárdio	57
4.4	Fantomas finalizados	58
5	Limitações e perspetivas futuras.....	63
6	Conclusões	65

Lista de Figuras

Figura 2.1. Fisiopatologia da Doença Arterial Coronária. A vermelho está representada uma artéria coronária saudável e a Negro está representada uma artéria coronária com patologia onde a placa aterosclerótica está representada a amarelo. A seta vermelha aponta no sentido do fluxo sanguíneo Adaptado de [7].	6
Figura 2.2. Princípio da aquisição tomográfica: em cada ângulo θ , os dados correspondem à projeção da distribuição de radioatividade no detetor. A localização de qualquer cintilação no cristal permite determinar a direção do fóton incidente (linha tracejada). Elementos básicos da câmara gama: a pontilhado, está representada a distribuição do radioisótopo na secção transversal do paciente. A tracejado está representada a radiação gama emitida pelo radiotraçador. A faixa com quadrados negros representa o colimador, logo acima, a faixa branca representa o cristal de cintilação e por cima, a faixa com quadrados brancos representa os PMT. Adaptado de [12].	9
Figura 2.3. Configuração da câmara Discovery NM 530c (Alcyone), especificamente concebida para imagiologia cardíaca, com detetores CZT com disposição em “L”. Adaptado de [23].	10
Figura 2.4. Fluxo de trabalho típico de conceção de fantasmas através da digitalização da anatomia do paciente. Adaptado de [34].	15
Figura 2.5. Fantoma do VE saudável impresso 3D vazio (a) e depois de preenchido com água contendo corante alimentar vermelho (b). Adaptado de [27].	17
Figura 2.6. Padrões de captação de imagens SPECT reconstruídas dos fantasmas saudável e defeituoso do VE medidos <i>in air</i> nas três vistas ortogonais (a e b) e imagens renderizadas em 3D das duas configurações do fantoma (c e d). Adaptado de [27].	17
Figura 2.7. Peças constituintes do fantoma do VE: a primeira peça corresponde ao involucro com que se assemelha ao coração e as outras duas representam as inserções. Desenvolvido por Kramul A. Abdullah et al. [29].	18
Figura 2.8. (A) Dimensão dos defeitos isquémicos. Defeitos isquémicas propostos: (B) Baixa, (C) Média e (D) Alta. A posição e o número de segmentações foram alterados de modo a alterar a concentração de radioatividade. Adaptado do [10].	19
Figura 2.9. Imagens do VLA (<i>Vertical Long Axis</i>) com os defeitos isquémicos desenvolvidos: A. FBP e B. OSEM + ACSCRR. Foram observados vários padrões de perfusão anómalos dependendo do tipo de defeito. Adaptado de [10].	20
Figura 2.10. Representação esquemática do fantoma de perfusão miocárdica impresso em 3D. A. O desenho modular do fantoma inclui a cavidade do ventrículo esquerdo e três segmentos do miocárdio. B. Secções longitudinais do fantasmas representadas pelas linhas a	

traçado misto C e D, apresentadas respetivamente em C e D. E. Fantoma cardíaco completo, incluindo conectores e tubos, inserido num fantoma de tórax. Adaptado de [20].	21
Figura 2.11. A, B Curvas de atividade temporal comparando os dados normais do doente com os dados do fantoma. AIF = função de entrada arterial, TRC = resposta dos tecidos. Adaptado de [20].	22
Figura 2.12. Fluxo sanguíneo do miocárdio comparação do mapa polar entre o exemplo de um paciente e dados do fantoma. Ambos os gráficos indicam um défice de perfusão no território coronário fornecido pela artéria coronária descendente anterior. No fantoma, a simulação do ápice foi desconsiderada. AIF = Função de Entrada Arterial, TRC = Curva de Resposta Tecidual. O mapa polar do paciente foi adaptado de outro estudo utilizado como ponto de partida pelos autores, não sendo resultado de uma medição realizada pelos mesmos. Adaptado de [20].	22
Figura 2.13. Modelo CAD do fantoma ilustrando a cavidade do ventrículo esquerdo e o miocárdio, separadas por finas membranas de silicone. As membranas são seladas entre as placas de acrílico. Existem várias portas de injeção com diâmetros e posições variáveis para máxima flexibilidade. Adaptado de [19].	23
Figura 2.14. Comparação qualitativa de MPI do fantoma com um coração humano. Imagens de perfusão média. Adaptado de [19].	24
Figura 2.15. Comparação das curvas tempo-atividade obtidas numa medição com o fantoma (em cima) e num doente humano, a partir de uma estudo clínico em curso (em baixo). Adaptado de [19].	24
Figura 2.16. Imagem de projeção kV adquirida na direção antero-posterior (A+B) e um corte transversal de uma TAC (C+D) do doente (A+C) e do fantoma impresso em 3D (B+D). As setas indicam a localização do tumor na metade inferior do pulmão esquerdo. Para as imagens kV, o posicionamento e a fase de respiração do doente diferem do posicionamento e da fase de respiração que foram utilizados para o fabrico do fantoma, o que contribui para as diferenças nestas imagens. Nas imagens do paciente, são visíveis mais detalhes nos pulmões e atrás do coração em comparação com as imagens do fantoma (uma vez que as estruturas <1 mm não foram impressas). R = direita, L = esquerda. Adaptado de [28].	25
Figura 2.17. Princípio de funcionamento de uma impressora de SLA com a configuração <i>bottom-up</i> . Um feixe de luz UV é guiado digitalmente na superfície inferior do tanque de resina, desenhando uma camada do modelo. A resina está representada a amarelo e em cima está representado o modelo a ser impresso, também em amarelo, na plataforma de impressão. Adaptado de [40].	27
Figura 2.18. Princípio de funcionamento de uma impressora de DLP. Na parte inferior da figura, está representado um projetor, que faz refletir no DMD, a imagem de uma camada do modelo, no fundo do tanque de resina. A resina encontra-se representada a amarelo. Em	

amarelo também, está representado o modelo impresso ainda na plataforma de impressão. Adaptado de [40].	29
Figura 2.19. Processo de polimerização de uma resina fotopolimerizável. O fotoiniciador degrada-se quando exposto à luz, o que desencadeia o processo de fotopolimerização da resina. Os compostos da resina forma longas cadeias poliméricas, o que resulta no endurecimento do material. Adaptado de [42].	31
Figura 3.1. Esquema do fluxo do processo de prototipagem rápida dos fantasmas fabricados para este estudo.	33
Figura 3.2. Vista explodida do modelo digital dos fantasmas projetados. Imagem do autor.	35
Figura 3.3. Corte parcial do fantoma projetado. Nesta figura é possível visualizar os diferentes componentes constituintes do fantoma projetado. Imagem do autor.	36
Figura 3.4. Vista explodida do modelo digital do conjunto Moldes e Junta do Miocárdio. Imagem do autor.	36
Figura 3.5. A. Elementos de fixação e isolamento utilizados no protótipo do fantoma. Da esquerda para direita: tampão, parafuso M5 e Porca M5. B. Elemento fixador e de isolamento utilizados no fantoma final. Da esquerda para a direita: parafuso M5x8 e parafuso M5x15.	37
Figura 3.6. Cavidade do Miocárdio com as dimensões iguais às de referência. A azul-claro está representado a parte da peça dentro do volume de impressão, a cinzento estão representadas as zonas da peça que ultrapassam os limites do volume de impressão. A área de impressão está representada pela superfície quadriculada	39
Figura 3.7. A, B e C. Modelo digital da tampa no <i>slicer</i> . A Tampa está colocada na plataforma de impressão com um ângulo de 35° e a 7mm da superfície da plataforma. A peça está representada a azul-claro, a vermelho o material de suporte e a área de impressão está representada pela superfície cinzenta quadriculada.	41
Figura 3.8. A, B e C. Modelos digitais da Tampa e Flange do Ventrículo no <i>slicer</i> . A Tampa está colocada na plataforma de impressão com um ângulo de 35° e a 7mm da superfície da plataforma. A Flange foi colocada perpendicularmente à plataforma a 7mm de distância. A Tampa está representada a azul-claro, a vermelho o material de suporte da mesma. A Flange está representada a cinzento-claro e a cor-de-laranja o material de suporte da mesma. A área de impressão está representada pela superfície cinzento-escura quadriculada.	42
Figura 3.9. Modelos digitais das Flanges do Ventrículo e Miocárdio no <i>slicer</i> . Ambas colocadas perpendicularmente a 7mm de distância da superfície da plataforma de impressão. A área de impressão está representada pela superfície cinzento-escura quadriculada. A. A Flange do Ventrículo está representada a azul-claro, e a vermelho o respetivo material de suporte. B. A Flange do Miocárdio está representada a cinzento-claro e a cor-de-laranja o respetivo material de suporte.	42

Figura 3.10. A e B. Modelo digital do Ventrículo e Miocárdio, ambos colocados paralelamente a 7mm de distância da superfície da plataforma de impressão. O Miocárdio está representado a azul-claro e a vermelho o respetivo material de suporte. O Ventrículo está representado a cinzento-claro e a cor-de-laranja o respetivo material de suporte. A área de impressão está representada pela superfície cinzento-escura quadriculada.	43
Figura 3.11. Modelos digitais dos parafusos utilizados para a fixação do Fantoma. A. A azul-claro apresenta-se o parafuso M5x8, utilizado para isolar as cavidades do Ventrículo e Miocárdio através do seu aperto na tampa, a vermelho está representado o material de suporte e foram impressas 9 unidades em resina transparente. B. A azul-claro apresenta-se o parafuso M5x15, utilizado para o fecho do fantoma, apertando na flange do miocárdio, a vermelho está representado o material de suporte e foram impressas 12 unidades em resina transparente.	43
Figura 3.12. A, B e C. Modelo digital de uma parte do molde da Junta do Miocárdio no <i>slicer</i> . O molde está representado a azul-claro, e a vermelho o respetivo material de suporte. A área de impressão está representada pela superfície cinzento-escura quadriculada.	44
Figura 3.13. A. Moldes da Junta do Miocárdio (Esquerda) e da Junta do Ventrículo (Direita) impressos em resina transparente, fechados com molas e já com silicone injetado. B. Molde da Junta do Ventrículo impressos em resina cinzenta, fechado com molas e já com o silicone injetado.	46
Figura 4.1. A. Tampa impressa com resina transparente na plataforma de impressão. B e C. Tampa impressa com resina transparente retirada da plataforma de impressão e lavada com IPA.	47
Figura 4.2. A, B e C. Tampa e Flange do Ventrículo impressos com resina transparente na plataforma de impressão.	47
Figura 4.3. A, B, C e D. Cavidades do Ventrículo e do Miocárdio impressas com resina transparente na plataforma de impressão.	48
Figura 4.4. A e B. 9 Parafusos M5x8 impressos em resina transparente e 12 Parafusos M5x15 impressos em resina transparente, retirados da plataforma de impressão, unidos pela base do material de suporte. Ambos já lavado com IPA.	49
Figura 4.5. Interstícios no interior da Tampa. É possível verificar o surgimento destes defeitos em 2 iterações diferentes da mesma peça.	50
Figura 4.6. A. Interstícios no interior da Flange do Ventrículo; B. Interstícios no interior da Flange do Miocárdio.	50
Figura 4.7. Interstícios na parede da Cavidade do Miocárdio. É possível verificar presença destes defeitos em 2 iterações diferentes da mesma peça.	51

Figura 4.8. Peças constituintes do protótipo do Fantoma finalizadas. A. Tampa; B. Flange do Ventrículo; C. Flange do Miocárdio; D, E e F. Cavidade do Miocárdio (Esquerda) e cavidade do Ventrículo (Direita).....	52
Figura 4.9. Peças constituintes do Fantoma. A. Da esquerda para a direita: Flange do Miocárdio, Flange do Ventrículo e Tampa; B e C. Cavidade do Miocárdio; D e E. Cavidade do Ventrículo. É de notar que as peças ainda não foram sujeitas à finalização com resina ou <i>spray</i> acrílico.	54
Figura 4.10. A. Parafuso, tampão e porca impressas em resina cinzenta, utilizados para fechar e isolar o protótipo do fantoma. B. Parafusos impressos em resina transparente utilizados para fechar e isolar o fantoma final.....	55
Figura 4.11. A. Moldes da Junta do Ventrículo impressos em resina cinzenta finalizados. B. Parte do molde da Junta do Ventrículo impressa em resina transparente e finalizado.	56
Figura 4.12. A. A Cavidade do Miocárdio (Esquerda) foi finalizada com uma camada de <i>spray</i> acrílico transparente. A Cavidade do Ventrículo (Direita) foi finalizada com uma camada de resina transparente. B. A Cavidade do Ventrículo (Esquerda) e a Cavidade do Miocárdio (Esquerda) com as respetivas flanges acopladas, coladas e finalizadas com <i>spray</i> acrílico transparente.....	57
Figura 4.13. A. Moldes da Junta do Ventrículo do Fantoma impressos em resina cinzenta, e Junta do Ventrículo desmoldada, inserida no molde. A. Juntas do Ventrículo e do Miocárdio desmoldadas. B. Juntas do Ventrículo e Miocárdio aparadas e finalizadas.	58
Figura 4.14. Fantoma Final com a cavidade do Miocárdio preenchida com água. Posteriormente o fantoma foi preenchido com soro contendo o radioisótopo, estando pronto a ser testado.	59
Figura 4.15. Protótipo do fantoma, impresso com resina cinzenta. Em A. E B. o protótipo ainda não possuía nenhum elemento de apoio à estanquidade. C e D. Protótipo com a cavidade do Miocárdio preenchida com água. Recorreu à fita botulínica para isolamento da cavidade. ..	60

Lista de Tabelas

Tabela 2.1. Comparação de técnicas de FPC.	30
Tabela 3.1 Tabela resumo de dimensões e volumes dos fantasmas comerciais e projetados.	35
Tabela 3.2. Propriedades das resinas utilizadas. Adaptado de <i>Anycubic</i>	38
Tabela 3.3. Especificações da impressora utilizada. Adaptado de <i>Anycubic</i>	39
Tabela 3.4. Parâmetros de impressão selecionados de acordo com a resina e impressora utilizados. Adaptado de <i>Anycubic</i>	40

1 Introdução

1.1 Contexto e pertinência

As doenças cardiovasculares (DCV) constituem a principal causa de morbidade e mortalidade a nível global, sendo a Doença Arterial Coronária (DAC) a sua forma mais prevalente. Esta condição tem como causa primária a aterosclerose e manifesta-se, clinicamente, por angina estável ou instável, Enfarte do Miocárdio (EM) e morte cardíaca súbita [1]. Neste contexto, a Imagem de Perfusão Miocárdica (do acrónimo inglês *Myocardial Perfusion Imaging*, MPI) com recurso à Tomografia por Emissão de Fóton Único (do acrónimo inglês *Single Photon Emission Computed Tomography*, SPECT) constitui uma ferramenta essencial para o diagnóstico e estratificação da DAC.

A SPECT-MPI é uma técnica não invasiva para a avaliação da perfusão miocárdica, permitindo identificar alterações na distribuição do fluxo sanguíneo, cuja regiões hipoperfundidas são visualizadas como defeitos na imagem. A qualidade das imagens obtidas é significativamente influenciada por diversos fatores como os protocolos de aquisição de imagem implementados, as correções de atenuação, o ruído e o *blur* inerente à função de reposta do equipamento (*Point Spread-Function*, PSF), paralelamente ao movimento intrínseco do músculo cardíaco. Por estas razões, a utilização de fantasmas é comum em diversos estudos, de forma a avaliar e otimizar o desempenho dos equipamentos de imagiologia, como a SPECT-MPI [2].

Os Fantasmas Antropomórficos (FA) são dispositivos médicos que simulam órgãos e estruturas ou até mesmo conjuntos de órgãos, com propriedades similares no âmbito imagiológico, que possibilitam a avaliação de protocolos de aquisição de imagem e a validação das diferentes modalidades de imagem médica, num ambiente controlado e replicável. Contudo, o custo elevado associado à aquisição de fantasmas comerciais certificados, representa um desafio para muitas instituições, condicionando a sua disponibilidade em projetos de investigação. Neste sentido, a Prototipagem Rápida (PR), atualmente representa uma alternativa mais acessível e flexível em diversos aspetos, proporcionando o desenvolvimento e fabrico de fantasmas, adaptados aos requisitos específicos de cada estudo. Esta tecnologia favorece a produção de modelos altamente personalizáveis e complexos, permitindo a seleção adequada numa vasta variedade de técnicas e materiais disponíveis no mercado, de acordo com as necessidades específicas do projeto. A precisão e reprodutibilidade oferecidas pela PR constituem vantagens valorizadas

no domínio da biomédica, em específico na produção de fantasmas, face às características dos equipamentos produtores de imagem médica.

1.2 Objetivos

O principal objetivo deste trabalho consiste no desenvolvimento e produção de um fantoma antropomórfico estático do Ventrículo Esquerdo (VE), recorrendo à tecnologia de impressão 3D, por Fotopolimerização em Cuba (FPC). O modelo visa reproduzir, de forma fidedigna, a morfologia e espessura do miocárdio, assegurando a compatibilidade funcional com recurso a radiofármacos para o estudo da perfusão miocárdica no contexto da modalidade SPECT-MPI.

Para a concretização do objetivo proposto, foram definidos os seguintes objetivos específicos:

- Caracterizar as dimensões e volumetrias do VE, tendo por referência soluções comerciais homologadas, e desenvolver o respetivo modelo digital em ambiente CAD (*SolidWorks*).
- Conceber a estrutura do fantoma garantindo uma espessura miocárdica uniforme de 10 mm e privilegiando a transparência do material impresso, permitindo a visualização do preenchimento e a deteção de artefactos (como bolhas de ar).
- Selecionar fotopolímeros com densidade adequada para a simulação da atenuação fotónica e produzir o modelo físico através da técnica de *Digital Light Processing* (DLP), assegurando a precisão geométrica e a funcionalidade necessárias para os ensaios imagiológicos, nomeadamente a isenção de porosidade e estanqueidade do modelo.
- Garantir que a metodologia concebida seja reprodutível e economicamente viável, permitindo a sua implementação destes fantasmas em contextos laboratoriais e académicos, com flexibilidade para adaptações futuras.

1.3 Contributos Relevantes

O presente trabalho demonstra a viabilidade técnica de uma metodologia de fabrico próprio (*homemade*) e de custos reduzidos para o desenvolvimento de fantasmas cardíacos, estabelecendo uma prova de conceito sólida para a integração da impressão 3D no contexto da modalidade SPECT-MPI. O principal contributo consiste na conceção e produção de um fantoma antropomórfico estático do VE, recorrendo à Prototipagem Rápida (PR) por DLP.

A metodologia adotada possibilitou a produção de duas versões funcionais do fantoma, evidenciando a acessibilidade, flexibilidade, reprodutibilidade e potencial escalabilidade da abordagem, constituindo uma alternativa prática às soluções comerciais, frequentemente dispendiosas e com reduzida margem de personalização.

Integrando a modelação 3D e resinas fotopolimerizáveis acessíveis, foram produzidos dois modelos funcionais que se destacam pela capacidade de replicação estática da geometria e espessura do miocárdio, bem como pela capacidade de enchimento da cavidade ventricular. As características asseguradas como a precisão geométrica, a estanqueidade e transparência, são fundamentais para a deteção de artefactos e garantem a integridade dos ensaios experimentais.

Esta solução minimiza as barreiras de acesso face aos elevados custos dos fantasmas comerciais, disponibilizando uma ferramenta que permite a integração de novas perspetivas para a investigação em SPECT-MPI. Ao oferecer um ambiente controlado, o fantoma representa um padrão de referência particularmente essencial para estudos avançados de processamento de imagem, nomeadamente para aplicação em algoritmos de remoção de ruído (*denoising*), *deblur*, análise da resolução espacial e quantificação dos efeitos de atenuação.

Em suma, a metodologia desenvolvida não só promove a autonomia científica através de soluções personalizáveis e reprodutíveis, como contribui diretamente para a otimização de protocolos de aquisição e processamento de imagem em Medicina Nuclear.

1.4 Estrutura

O presente documento é composto por seis capítulos. O primeiro capítulo trata da introdução deste trabalho, onde o contexto e relevância da temática são apresentados, bem como os objetivos e possíveis contributos relevantes.

No segundo capítulo é apresentado o enquadramento teórico relativo à temática em análise. São abordados temas como a DAC, os métodos não invasivos utilizados para o seu diagnóstico, a relevância dos fantasmas para validação dos sistemas de imagem médica bem como a PR como método de produção de FA. Destaca-se a relevância da utilização de fantasmas na validação dos sistemas de imagiologia e a viabilidade da sua produção recorrendo às tecnologias de Prototipagem Rápida.

O terceiro capítulo descreve a metodologia experimental adotado para a conceção e desenvolvimento dos modelos de FA do VE recorrendo à PR.

Os resultados, produto do trabalho experimental, são apresentados, analisados e discutidos no quarto capítulo.

O quinto capítulo apresenta as limitações e sugestões de trabalho futuro, sendo desenvolvida a conclusão no capítulo seguinte.

2 Enquadramento teórico

2.1 Doença Arterial Coronária

As Doenças Cardiovasculares (DCV) representam a principal causa de mortalidade e morbidade globalmente, sendo responsáveis por aproximadamente 17,9 milhões de óbitos anuais. Em 2022, as DCV provocaram cerca de 19,8 milhões mortes, representando 32% da mortalidade mundial [1]. Estima-se que 80% destes óbitos ocorram em países em desenvolvimento, onde a ausência de programas de cuidados de saúde primários destinados à deteção precoce e tratamento das pessoas em risco contribui para diagnósticos tardios da doença, resultando numa maior mortalidade em idades mais jovens, frequentemente em períodos de elevada produtividade socioeconómica. Estudos realizados em 2009 pela Organização Mundial de Saúde (OMS) preveem que em 2030 a mortalidade por DCV atinja 23,4 milhões de mortes [1][2][3].

Neste contexto, a Doença Arterial Coronária (DAC) assume particular relevância, constituindo a forma mais prevalente entre as DCV e representando a principal causa de incapacidade precoce e permanente. De acordo com o relatório da OMS de 2016, é a patologia a nível mundial que mais contribui para mortalidade e incapacidade globalmente, com impacto substancial na saúde pública. A elevada morbidade, mortalidade e a relevância socioeconómica associadas à DAC reforçam a necessidade do seu diagnóstico precoce e abordagem terapêutica adequada fundamentais para a prática clínica de todos os profissionais de saúde [4][5][6].

A DAC caracteriza-se por uma perfusão inadequada do miocárdio provocada pela obstrução parcial ou total das artérias coronárias em consequência da deposição e acumulação de placa aterosclerótica (Figura 2.1). A aterosclerose constitui a etimologia primária da DAC, caracterizando-se pela deposição e acumulação progressiva de aglomerados de lípidos, na parede arterial, formando a denominada placa aterosclerótica. Este processo patológico leva a um estreitamento gradual do lúmen arterial, fenómeno mais conhecido por estenose, que compromete o fluxo sanguíneo coronário e, conseqüentemente, reduz a oxigenação miocárdica, podendo culminar em isquemia [6][7].

Diversos fatores potenciam a probabilidade de incidência da DAC, dos quais se destacam: o tabagismo, a hipertensão, a diabetes, hiperlipidmia, e o histórico familiar de EM antes dos 60 anos de idade [3]. Mais recentemente, a relação entre o stress psicológico e a DAC tem sido alvo de maior investigação. A pressão relacionada com o trabalho, preocupações financeiras e acontecimentos da vida pessoal, podem representar um fator essencial no

desenvolvimento e progressão da DAC [5]. Em aproximadamente 50% dos doentes com DAC, a manifestação inicial da doença é a angina crónica estável. A angina, tipicamente, resulta de um desequilíbrio entre o consumo e fornecimento de oxigénio pelo miocárdio, sendo geralmente provocada pela obstrução significativa de, pelo menos uma grande artéria coronária epicárdica por uma placa aterosclerótica [3].

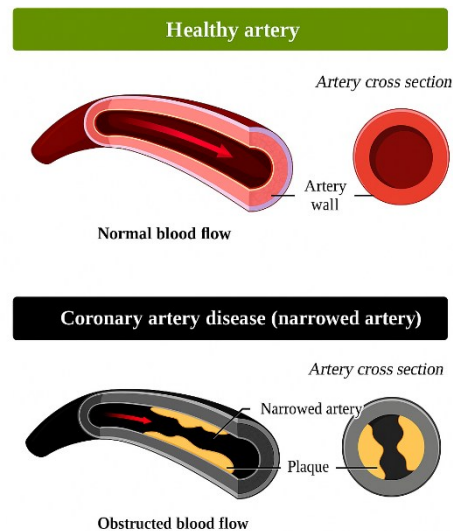


Figura 2.1. Fisiopatologia da Doença Arterial Coronária. A vermelho está representada uma artéria coronária saudável e a Negro está representada uma artéria coronária com patologia onde a placa aterosclerótica está representada a amarelo. A seta vermelha aponta no sentido do fluxo sanguíneo Adaptado de [7].

A deteção precoce da DAC é essencial para a implementação da terapêutica mais adequada antes da ocorrência de danos miocárdicos irreversíveis. Neste contexto, a cardiologia nuclear desempenha um papel fundamental, ao fornecer informação crítica, como a medição regional do fluxo sanguíneo ao miocárdio, que permite identificar a presença de isquemia, bem como determinar a extensão e gravidade da doença. Adicionalmente, contribui para a monitorização da resposta terapêutica e para a avaliação da necessidade de intervenção cirúrgica [6].

Nos cuidados de saúde modernos, a crescente preferência por métodos de diagnóstico não invasivo tem vindo a reforçar importância das diferentes modalidades de imagiologia, cuja relevância se intensifica à medida que os avanços tecnológicos lhes conferem maior sofisticação e precisão [6][8]. A angiografia coronária continua a ser o método de referência para o diagnóstico da presença e severidade da DAC, apesar da sua natureza invasiva. De forma contrária, encontram-se atualmente disponíveis diversas modalidades de imagem não invasivas, que oferecem elevada sensibilidade e especificidade na identificação e estratificação do risco associado a esta patologia, destacando-se entre elas a Tomografia Computorizada por Emissão de Fóton Único (SPECT) [9]. Entre as modalidades de imagiologia tomográfica, quando combinadas com um radiotraçador adequado, a SPECT,

como se indica em seguida, permite a aquisição de imagens de processos fisiológicos a nível molecular, apresentando-se como uma ferramenta valiosa ao diagnóstico e estratificação desta patologia [6][8][10].

2.2 SPECT

A SPECT é uma modalidade de imagem médica não invasiva amplamente utilizada no contexto clínico para diagnóstico. Consiste na aquisição de projeções da distribuição do emissor gama administrado no paciente, realizadas por uma câmara gama rotativa que deteta a radiação proveniente do radiotraçador, em múltiplos ângulos, resultando numa imagem que indica com precisão a posição do radioisótopo. Os métodos de reconstrução de imagem aplicados a esta modalidade baseiam-se em problemas matemáticos de inversão, com o objetivo de estimar a distribuição espacial do radiotraçador partir da projeções adquiridas pela câmara, em intervalos angulares definidos [11][12]. Esta modalidade permite avaliar vários mecanismos fisiopatológicos, como por exemplo a perfusão, através da adequação de radiotraçadores administrados por via intravenosa, que são captados por diferentes órgãos ou tecidos conforme as suas propriedades e biodistribuição. É por isso uma técnica não invasiva que determina com exatidão a concentração tridimensional do radiotraçador injetado [13][14][15].

2.2.1. SPECT-MPI

A SPECT-MPI corresponde à aplicação da modalidade de SPECT dedicada à análise da perfusão miocárdica. É um método não invasivo bem estabelecido e utilizado há mais de três décadas no diagnóstico, avaliação e estratificação do risco, bem como para o planeamento terapêutico e determinação do prognóstico de pacientes com DAC, ou suspeita desta condição [16][17][18][19].

Esta modalidade, permite avaliar as diferenças relativas na perfusão do miocárdio, uma vez que a captação do radiotraçador pelo miocárdio é proporcional ao fluxo sanguíneo regional, evidenciando áreas com redução anómala do fluxo associadas à isquemia. A obstrução das artérias coronárias, restringe o fluxo sanguíneo, resultando numa menor captação do radiotraçador nas regiões afetadas, revelando heterogeneidades na perfusão. Assim, em doentes com DAC, as áreas de hipoperfusão são caracterizadas pela fixação reduzida do radiofármaco, surgindo como defeitos nas imagens obtidas por esta modalidade, constituindo a base do diagnóstico da DAC [6][9][20]. A informação obtida a partir destas imagens é utilizada não apenas para identificar a presença de DAC, mas também para avaliar

a sua gravidade e extensão. Além disso, fornece dados prognósticos relevantes acerca da probabilidade de ocorrência de eventos cardiovasculares graves, como o EM ou a morte cardíaca [6].

2.2.2. Instrumentação e Fundamentos

Os sistemas SPECT mais comuns baseiam-se na câmara gama de Anger, geralmente composta por dois detetores ou câmaras de cintilação que giram em torno do paciente. Este sistema permite a captação dos fótons gama emitidos durante o decaimento dos radiotraçadores em diferentes ângulos, possibilitando a observação da sua distribuição tridimensional no corpo do paciente [11][12][21]. Cada câmara de cintilação, possui na sua constituição um colimador de chumbo, que restringe o ângulo de incidência dos fótons emitidos pelo radioisótopo. A espessura do colimador varia entre os 6 e os 12 mm, e a tipologia define o tipo de projeção, como por exemplo, os colimadores paralelos definem a projeção ortogonal. O cristal de cintilação é produzido em iodeto de sódio e converte a energia dos fótons gama numa gama de energia inferior, posteriormente transformados em sinais elétricos nos tubos fotomultiplicadores (*Photomultiplier Tubes* ou PMT) [12][13][15][16]. Os sinais provenientes dos PMT são processados por circuitos eletrônicos dando origem à informação que indica a posição onde um fóton interage com o cristal de cintilação [13][16]. Esta informação é traduzida num conjunto de dados tridimensional (3D), que indica a distribuição do radiotraçador. Matematicamente, este volume pode ser tratado como uma sucessão de cortes transversais adjacentes. Assim, o conjunto de dados é decomposto em múltiplas projeções unidimensionais (perfis), correspondentes a cada *slice* do paciente, que são reconstruídas de forma independente (abordagem 2D) para gerar as imagens tomográficas [12][15][22]. Considerando-se apenas um plano de projeção: define-se $g(s, \theta)$ como o número de cintilações detetadas em qualquer posição s no detetor, quando este se encontra numa posição angular θ . Define-se igualmente $f(x, y)$ como a estimativa do número de fótons emitidos em qualquer ponto (x, y) do plano de corte transversal do FOV (*Field of view* ou campo de visão). Esta quantidade desconhecida assume-se proporcional à concentração do radiofármaco em estudo. Assim, a função g corresponde à projeção de f sobre o cristal, conforme permitido pelo colimador. Significando que $g(s, \theta)$ representa a soma das contagens registadas num dado intervalo de tempo no ponto s , quando o detetor se encontra no ângulo θ [12]. A aquisição dos dados está esquematicamente ilustrada na Figura 2.2.

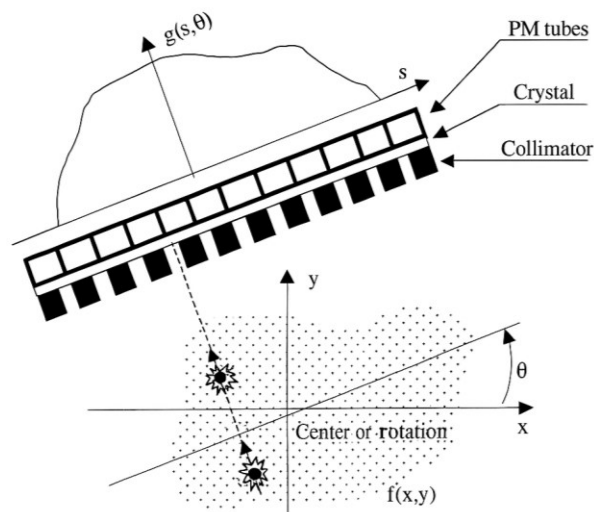


Figura 2.2. Princípio da aquisição tomográfica: em cada ângulo θ , os dados correspondem à projeção da distribuição de radioatividade no detector. A localização de qualquer cintilação no cristal permite determinar a direção do fóton incidente (linha tracejada). Elementos básicos da câmara gama: a pontilhado, está representada a distribuição do radioisótopo na secção transversal do paciente. A tracejado está representada a radiação gama emitida pelo radiotraçador. A faixa com quadrados negros representa o colimador, logo acima, a faixa branca representa o cristal de cintilação e por cima, a faixa com quadrados brancos representa os PMT. Adaptado de [12].

Os recentes avanços tecnológicos introduziram novos sistemas baseados em detectores semicondutores de telureto de cádmio-zinco (CZT), que vieram revolucionar a modalidade de SPECT (Figura 2.3). Em alternativa aos sistemas tradicionais com câmaras de cintilação, os componentes constituintes dos detectores CZT, possuem número atômico elevado, permitindo uma melhor eficiência de deteção. Este atributo, permite a deteção duma ampla gama de energias, desde as dezenas de keV até aos MeV. Comparativamente aos cintiladores comercialmente disponíveis, os detectores CZT possuem resolução energética superior, sendo capazes de processar até 10 milhões de fótons/segundo·mm², operando à temperatura ambiente. Além disso, neste sistema os tradicionais colimadores de chumbo foram substituídos por colimadores de tungsténio, evitando a criação secundárias de raios X, potencialmente prejudiciais para a qualidade da imagem SPECT. A integração desta tecnologia contribuiu para a redução do tempo de aquisição, podendo durar apenas 3 minutos, e para a redução, entre 15% e 30% da dose absorvida relativamente aos dispositivos SPECT convencionais. Simultaneamente, aumentando a sensibilidade e a resolução espacial. Estes progressos aumentaram o potencial da MPI, uma vez que a redução do tempo de aquisição leva ao aumento do conforto do paciente e à redução de artefactos provocados pelo movimento. Adicionalmente, permitiram a otimização da utilização dos radiofármacos

atualmente disponíveis, como também reconsiderar a aplicação de traçadores previamente desenvolvidos, que, entretanto, caíram em desuso [6][16][23].

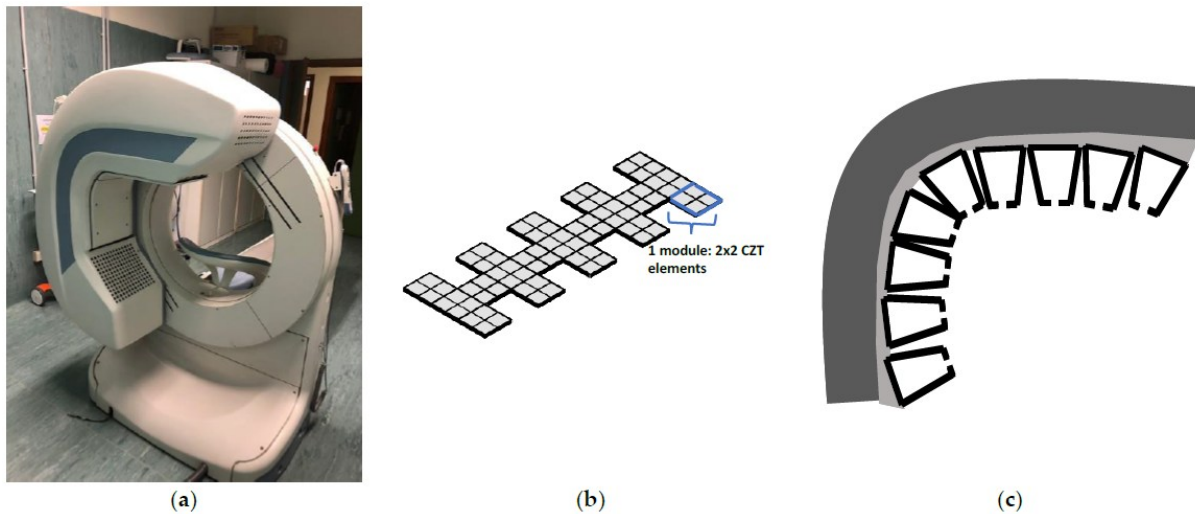


Figura 2.3. Configuração da câmara Discovery NM 530c (Alcyone), especificamente concebida para imagiologia cardíaca, com detetores CZT com disposição em “L”. Adaptado de [23].

2.2.3. Radiofármacos utilizados em SPECT-MPI

A modalidade de SPECT apresenta a vantagem de utilizar radioisótopos emissores de fótons gama com disponibilidade no meio clínico, em particular o ^{99m}Tc ($t_{1/2} = 6,01\text{h}$). No âmbito da SPECT-MPI, os radiofármacos frequentemente utilizados na modalidade de SPECT-MPI, são o ^{99m}Tc Tc-sestamibi (metoxi-isobutil-isonitrilo) e ^{99m}Tc Tc-Tetrofosmin (tetrofosmina). Estes compostos resultam da combinação do ^{99m}Tc com moléculas bioativas, permitindo a sua captação pelos miócitos e, conseqüente, a visualização da atividade fisiológica do tecido miocárdico. Os isótopos tecneciados, substituíram progressivamente o ^{201}Tl (Tálio), uma vez que, depositam uma dose inferior, oferecem melhor resolução espacial e menor atenuação nos tecidos moles, resultando numa maior precisão global da técnica imagiológica. Adicionalmente, o intervalo típico de energia destes radioisótopos corresponde a 130keV e 150keV, o que permitiu otimizar a tecnologia da câmara de cintilação de Anger para a deteção dos fótons de 140 keV emitidos pelo ^{99m}Tc [9][13][14][15][22][24]. A semivida deste composto também constitui um fator importante, uma vez que permite a aquisição de imagens num intervalo temporal suficientemente prolongado para uma avaliação eficaz, sem, no entanto, representar um tempo de permanência excessivo no organismo que potencie uma exposição desnecessária à radiação [25][26].

2.3 Fantomas

Na imagiologia nuclear, a validação tecnológica e o estudo da qualidade das imagens obtidas podem ser assegurados através da utilização de fantomas, dado que, estes dispositivos proporcionam um ambiente controlado e replicável para a validação e otimização do desempenho das diferentes modalidades imagiológicas [10][11][27][28]. Tradicionalmente estes fantomas são fabricados por métodos de fundição e têm geometrias simples, consistindo num cilindro oco contendo esferas ocas, que posteriormente são preenchidos com água ou soro e a mistura aquosa contendo o radioisótopo. Adicionalmente, existem fantomas que são projetados para simular de forma mais realista a estrutura ou órgão em estudo, designando-se por Fantomas Antropomórficos (FA). Idealmente, estes fantomas devem replicar fielmente a anatomia do órgão ou conjunto de órgãos em estudo, sendo capaz de simular as características anatómicas com aparências adequadas nas imagens resultantes [28][29][30]. Além disso, um FA tem a potencialidade de representar uma estrutura anatómica específica e ser produzido por, quase, qualquer tipo de material [8]. Os FA foram introduzidos com o objetivo de revelar imperfeições quantitativas e detetar a presença de artefactos nas imagens causados durante a aquisição, reconstrução e processamento de imagem inadequados. Vários destes fantomas estão disponíveis comercialmente, geralmente com tamanho e geometria fixos, contudo existe a possibilidade de serem fabricados representados especificamente a anatomia de um paciente [27][28].

2.3.1. Fantoma Cardíaco

A avaliação de diversos parâmetros funcionais e morfológicos do VE é fundamental no diagnóstico de múltiplas doenças cardiovasculares, dada a sua influência determinante no desempenho global do coração. O VE possui uma elevada capacidade de adaptação a diferentes processos fisiopatológicos, sendo frequentemente utilizado como marcador sensível de disfunções cardíacas [31]. Neste contexto, o desenvolvimento e a utilização de fantomas cardíacos, em particular, modelos que representem a geometria e o comportamento funcional do VE, assumem um papel crucial na validação de técnicas de imagem. Estes fantomas permitem a avaliação da qualidade e da precisão quantitativa das imagens obtidas por SPECT-MPI, possibilitando a análise fiável de regiões miocárdicas com perfusão normal e de áreas afetadas por padrões de hipoperfusão [10].

2.4 Prototipagem rápida aplicada à medicina

A impressão 3D, no contexto prático, consiste numa técnica de fabrico de estruturas ou objetos tridimensionais pela deposição sucessiva de camadas de material, sendo que cada camada é solidificada antes da aplicação da seguinte, a partir de um modelo digital [30][32][33][34][35][36]. Também conhecida como Prototipagem Rápida (PR) ou Manufatura Aditiva (MA), desenvolvida com o objetivo de produzir modelos à escala, ou protótipos, de forma mais rápida e a custos reduzidos, dado que aquando da sua invenção, em 1986 por Charles Hull, estes eram produzidos artesanalmente, com base em desenhos 2D. Assim, a impressora utiliza um desenho 3D, subdividido em camadas, para a obtenção da peça. Este método de fabrico possui grande flexibilidade ao nível dos materiais e técnicas utilizados, desde metais como o alumínio, a cerâmica, betão e polímeros [30][32][36].

Os recentes avanços tecnológicos têm vindo a reduzir significativamente o custo e a exigência operacional associados à impressão 3D, promovendo a sua aplicação na investigação e em particular na área da saúde. Esta evolução tem potenciado o fabrico de modelos altamente personalizados a um custo e tempo razoáveis, com possibilidade de produzir praticamente qualquer geometria de forma relativamente fácil. E por isso, quando aplicada à medicina, esta tecnologia permite a produção de uma vasta variedade de dispositivos médicos como próteses, ortóteses, fantasmas e outros modelos utilizados para fins educativos e para planeamento de procedimentos cirúrgicos ou até mesmo implantes a partir de imagens tomográficas [30][32][33][37]. Estas aplicações exigem um elevado grau de personalização e rigor nos pormenores, representando um desafio para os fabricantes refletindo-se no aumento dos custos de produção inerentes. Neste sentido, a impressão 3D surge como alternativa, permitindo a impressão de pequenas quantidades de produtos personalizados a custos relativamente baixos. Esta propriedade é especialmente útil no domínio biomédico, onde geralmente são necessárias aplicações específicas e adaptados a cada paciente e situação em estudo, em particular no desenvolvimento de fantasmas cada vez mais complexos, realistas e ajustados a objetivos específicos. A liberdade de conceção, a personalização e a capacidade de impressão de estruturas complexas com o mínimo de desperdício de material são as principais vantagens da impressão 3D [30][32][34][37][38][36][39]. Estas características permitem ultrapassar alguns, ou até mesmo todos os inconvenientes associados aos métodos de fabrico tradicionais, como a fundição e moldagem, utilizados na conceção dos fantasmas certificados [32][33]. A PR nos últimos anos, transformou os processos de manufatura e logística, ao reduzir os custos e aumentar a velocidade de produção, permitindo uma prototipagem eficiente e com melhorias progressivas do modelo a cada iteração [30][32][34]. Além desta tecnologia possuir elevada qualidade, o

que é demonstrado na homogeneidade e reprodutibilidade das impressões, a crescente disponibilidade e acessibilidade desta tecnologia, aliada à sua reprodutibilidade constituem outras vantagens para a produção de fantasmas *in loco*, mitigando a necessidade de enviar o fantasmas para outro local para se realizar outros estudos. Estes atributos favoráveis aumentam o interesse pela prototipagem rápida para aplicação numa grande amplitude de áreas para além da medicina, como a construção civil, a engenharia mecânica ou a engenharia aeroespacial através do desenvolvimento de modelos estruturais, peças funcionais e componentes personalizados [30][32][29].

À semelhança de outros processos, a PR também possui limitações, que exigem mais investigação e desenvolvimento tecnológico. A MA é capaz de produzir modelos ou peças de diversos tamanhos, contudo a precisão da peça impressa depende diretamente da tecnologia selecionada. A limitada resistência mecânica e o comportamento anisotrópico das peças impressas continuam a restringir o potencial de impressão em macroescala. Em relação aos materiais disponíveis, apesar de existir uma vasta gama disponível, grande parte dos fabricantes apenas testam as suas propriedades físicas e mecânicas, podendo no âmbito da aplicação na imagiologia, dificultar a seleção e aplicação [32][39]. Em contrapartida, a impressão em microescala coloca desafios ao nível da resolução, do acabamento da superfície e da ligação entre camadas. Outra grande desvantagem da PR é o consumo de tempo global. Embora o processo de impressão de cada peça seja relativamente rápido, o tempo decorrido desde o início do projeto à finalização da peça, incluindo as sucessivas iterações de melhoria, tende a ser longo, inibindo a produção em massa. Acrescentando ainda, que as impressoras 3D possuem áreas de impressão com dimensões restritas, o que limita diretamente o tamanho das peças que podem ser fabricadas. Significando que peças de maiores dimensões necessitam ser divididas em partes menores de modo a possibilitar a sua impressão, que posteriormente serão montadas, o que se converte no aumento do tempo despendido e com probabilidade de comprometer a integridade do modelo [32][37]. Além disso, a PR pode introduzir porosidade (aprisionamento de ar) que pode influenciar as características de imagem do fantoma produzido fabricado [37].

Atualmente, impressoras 3D de baixo custo são capazes de fabricar produtos altamente personalizados e com boa qualidade [10], e neste âmbito, este trabalho propõe o projeto e fabrico de um fantoma antropomórfico do VE recorrendo à PR.

2.4.1. Prototipagem Rápida para produção de Fantomas

Na medicina, como já foi abordado, a prototipagem rápida possui diversas utilidades, sendo que a de interesse para este trabalho é a concepção de FA. Estes fantomas são modelos anatómicos usados para simular a interação de radiação com tecidos humanos, sendo essenciais para o planejamento de tratamentos de radioterapia, para a calibração de equipamentos médicos, estudos de dosimetria, entre outros [34][35][36][37]. A capacidade de personalizar fantomas para corresponder à anatomia específica de um paciente melhora a precisão dos resultados, quer sejam a análise de imagens médicas como o tratamento do paciente. Além disso, os fantomas comerciais, utilizados para o efeito, são frequentemente dispendiosos e não são personalizáveis, e desta forma, a tecnologia de impressão 3D permite aos investigadores conceber e construir fantomas com base nas suas preferências a um custo inferior ao dos fantomas disponíveis no mercado. Adicionalmente, os fantomas impressos em 3D bem-sucedidos e validados podem ser reproduzidos por quaisquer outras impressoras 3D acessíveis [29]. Deste modo os fantomas assumem um papel importante na medicina nuclear podendo ter uma função mais pedagógica ou ser utilizado diretamente como ferramenta de trabalho. A PR, veio neste sentido oferecer a facilidade de fabrico de forma rápida e versátil de FA, com características adequadas ao objetivo do estudo [29][28][37].

Dependendo do alvo da análise, a obtenção da geometria do fantoma pode variar. Na medicina, existe um historial de digitalização de imagens médicas, se o foco for estudar um paciente em específico ou para planejamento de cirurgia. Neste caso, um fluxo de trabalho típico para fabrico de dispositivos médicos personalizados (Figura 2.4) começa com a obtenção de dados que podem em ser retirados a partir do a imagens médicas, como TC, Ressonância Magnética ou Ultrassom, permitindo a reconstrução de modelos 3D a partir da anatomia dos pacientes. Em seguida, estes dados são manipulados e segmentados para obter um modelo 3D da anatomia do doente, proporcionando frequentemente aos profissionais de saúde a oportunidade de desenvolver estruturas muito mais complexas. A partir do modelo 3D digital, o dispositivo pode ser produzido por MA. Após a impressão, é frequentemente necessário um pós-processamento, como o polimento ou pintura. Quando o dispositivo médico está pronto, o passo final é a aplicação clínica e o acompanhamento. Se a abordagem for mais generalizada, um modelo 3D de um fantoma com geometria idêntica e simplificada do órgão ou conjunto de órgãos é produzido recorrendo a um software de Desenho Assistido por Computador (*Computer-Aided Design* ou CAD). A partir daqui o fluxo de trabalho será idêntico ao já descrito [37][34][39].

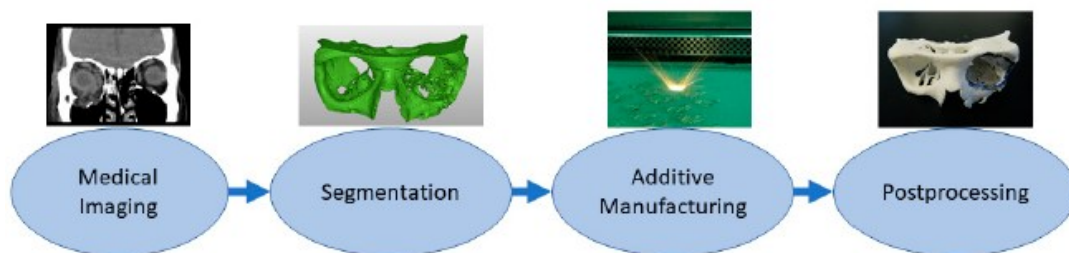


Figura 2.4. Fluxo de trabalho típico de concepção de fantasmas através da digitalização da anatomia do paciente. Adaptado de [34].

A concepção de um fantoma tem sido, desde há muito, um processo complexo e dispendioso. As suas formas complexas, uma vez que simulam estruturas anatómicas, exigem um nível de pormenor suficiente e flexibilidade necessária para adaptar o fantoma a um paciente ou representar uma estrutura específica, sem sacrificar a velocidade de produção ou aumentar o custo. Na sua maioria, os fantasmas utilizados pelos especialistas para validar sistemas de imagiologia são produzidos através de métodos de moldagem. No entanto, este método de fabrico é incapaz de representar na totalidade estruturas mais complexas do corpo humano além de implicar um custo mais elevado na produção do fantoma. E por esta razão, a avaliação dos métodos e sistemas de imagiologia é muitas vezes limitada. A PR pode, deste modo, apresentar-se como uma solução para estas limitações, uma vez que a sua evolução a tornou mais acessível, versátil e precisa [30][32][39].

Os fantasmas têm sido amplamente aplicados na imagiologia médica para calibração e validação de equipamentos de imagiologia médica, especialmente em sistemas de TC, para avaliações quantitativas e qualitativas da qualidade da imagem. Diversos estudos anteriores, salientaram as conveniências da utilização de fantasmas, especialmente quando os estudos envolvem múltiplas exposições à radiação com diferentes configurações de aquisições. Desta forma é possível analisar diferentes casos sem expor o paciente a doses elevadas de radiação [30][32][37][29]. Atualmente, os sistemas de imagiologia possuem a capacidade de adquirirem dados multimodais e multiparamétricos, e com isso, surge a necessidade de utilizar fantasmas mais realistas e sofisticados. A tecnologia de impressão 3D facilita o fabrico de fantasmas físicos reproduzíveis a custos relativamente baixos, com complexidades adequadas ao tipo de estudo e análise, quer seja a realização de medições de imagiologia ou dosimetria [37][39].

Além disso, devido aos avanços na última década, esta tecnologia tornou-se especialmente valiosa em aplicações cardiovasculares, impactando significativamente a investigação e a formação. Ainda que estejam disponíveis diversos fantasmas fabricados em materiais poliméricos, de forma a testar a qualidade da imagem e a fiabilidade das aplicações de cardiologia nuclear, nomeadamente com SPECT, estes continuam a possuir algumas

limitações anatómicas e dimensionais. E por isso, como já foi abordado, a PR apresenta vantagens em comparação aos métodos de fabrico convencionais como: relação custo-eficácia, capacidade de produção rápida e possibilidade de personalização, propondo-se como alternativa para conceção de fantasmas antropomórficos cardíacos [30][33][27].

Apesar das vantagens enumeradas, a PR aplicada à área cardiovascular é um desafio. A técnica de impressão adequada deve ser selecionada em função de diversos fatores, incluindo a resolução, os materiais, as propriedades físicas necessárias, a complexidade, a cor e transparência, a durabilidade, o custo e a reciclabilidade. O pós-processamento da peça impressa também deve ser levado em conta, especialmente para determinadas anatomias, que podem incluir a limpeza, a remoção de materiais de suporte, o processo de cura, a esterilização e a rotulagem [33].

2.5 Estado da arte

Nesta seção, serão apresentados os fantasmas e estudos relevantes encontrados durante a pesquisa, cuja análise foi fundamental para o desenvolvimento do fantoma proposto.

Janos Kiss et al. [27] desenvolveram um fantoma do VE recorrendo a dados extraídos de um exame *Positron Emission Tomography* (PET) (estudo ^{18}F -FDG PET/CT) de um paciente sem DAC conhecida. A partir daqui, utilizaram um *slicer* para segmentar e eliminar *voxels* indesejados, obtendo o ficheiro STL (*Standard Triangle Language*). Num software de modelação 3D, criaram o modelo oco com 10mm de espessura de parede do miocárdio. Os autores criaram, a partir deste método, um modelo saudável e um modelo que simula um defeito de perfusão transmural do miocárdio com uma peça plástica sólida oval (20 × 30 mm). Estes fantasmas foram produzidos utilizando a técnica de *Fused Deposition Modeling* (FDM) e filamento PETG (Polietileno Tereftalato Glicol) transparente (Jake3D). De modo a prevenir fugas, foi aplicado um spray (*Prisma Color Acrylic*) nas superfícies externas dos fantasmas e os parafusos M5 também foram impressos. O fantasmas foram preenchidos com a solução aquosa de $^{99\text{m}}\text{Tc}$ Tc-sestamibi, já misturada com corante alimentar vermelho para uma melhor deteção visual de bolhas e fugas (Figura 2.5). Desta forma foram realizadas medições em SPECT/CT dos fantasmas, no caso do fantoma saudável foi submetido a um segundo teste

imagiológico, mas desta vez foi colocado no fantoma do torso (*Anthropomorphic Torso Phantom*).

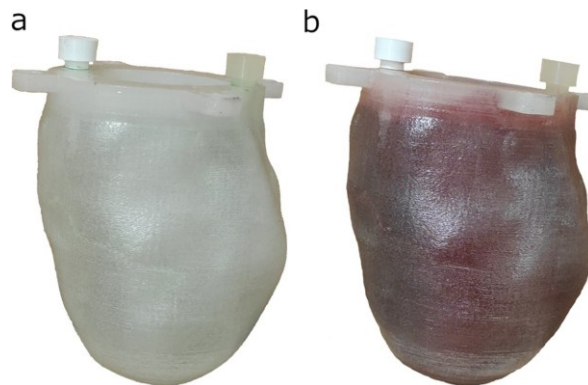


Figura 2.5. Fantoma do VE saudável impresso 3D vazio (a) e depois de preenchido com água contendo corante alimentar vermelho (b). Adaptado de [27].

Os resultados demonstraram que os fantasmas saudáveis apresentaram geometria idêntica em termos de forma e volume preenchível. Os modelos impressos são facilmente preenchidos, e bem fechados sem qualquer fuga ou presença de bolhas de ar observáveis durante os estudos realizados. As imagens de SPECT reconstruídas revelam volumes de captação precisos. As diferenças entre o fantoma saudável e o fantoma contendo o defeito são visíveis nas vistas sagitais (Figura 2.6). É também de salientar que estes fantasmas são compatíveis com o fantoma antropomórfico do torso, e depois de aí colocado também foram feitos testes na modalidade de SPECT, demonstrando que o fantoma do VE podia ser visualizado com detalhe. Foram também observadas diferenças entre o fantoma saudável e o fantoma com defeito nos mapas polares devido à alteração da perfusão do miocárdio (Figura 2.6).

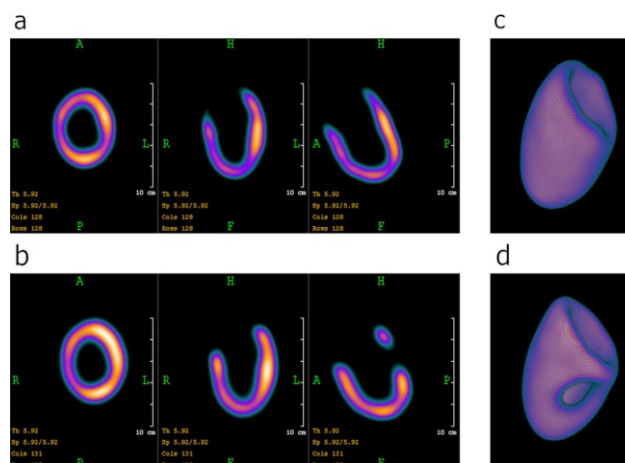


Figura 2.6. Padrões de captação de imagens SPECT reconstruídas dos fantasmas saudável e defeituoso do VE medidos *in air* nas três vistas ortogonais (a e b) e imagens renderizadas em 3D das duas configurações do fantoma (c e d). Adaptado de [27].

Desta forma, estes fantasmas demonstraram ser bons modelos auxiliares na avaliação de imagem com base em geometrias simplificadas do VE. Além disso, os autores demonstraram ser possível produzir um fantoma do VE preenchível recorrendo à impressão 3D com base em dados de um paciente.

De forma idêntica, Kramul A. Abdullah et al. [29] apresentam um fantoma do VE, capaz de ser inserido num fantoma torácico, recorrendo à impressão 3D, mais especificamente à técnica de FDM. Foram recolhidos dados volumétricos a partir de uma TC, do fantoma antropomórfico do torso (Lungman N-01, Japan, Kyoto Kagaku, Japan). A imagem reconstruída foi transferida para um *slicer*, e em seguida transformado num ficheiro STL. Foi selecionado o filamento ABS (Acrilonitrila Butadieno Estireno) para a impressão deste modelo. As peças constituintes deste fantoma estão apresentadas na Figura 2.7.

Foram também projetados defeitos amovíveis, estruturas semelhantes às artérias coronárias e à anatomia ventricular. Em seguida passou-se à fase de pós-processamento, onde o material de suporte foi removido e aplicada uma camada de ABS líquida de forma a assegurar que não há fugas. Posto isto o fantoma foi montado e preenchido com diferentes fluidos de forma a simular diferentes atenuações. Por fim, este fantoma foi testado recorrendo à modalidade de TC. Os resultados obtidos são comparáveis com os resultados obtidos de um paciente, resultando num fantoma com boa relação custo-eficiência, possível de ser inserido num fantoma do tórax. Os autores provam desta forma a possibilidade de fabrico de um fantoma do VE recorrendo à impressão 3D sugerindo a aplicação deste método para gerar outros fantasmas. São ainda fornecidas informações detalhadas sobre a impressora, material, parâmetros de impressão, tempo de impressão e custos associados.

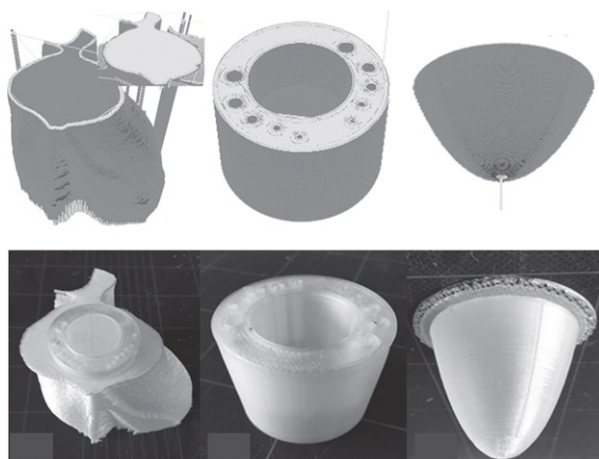


Figura 2.7. Peças constituintes do fantoma do VE: a primeira peça corresponde ao involucrio com que se assemelha ao coração e as outras duas representam as inserções. Desenvolvido por Kramul A. Abdullah et al. [29].

Não se tratando de um fantoma cardíaco, mas possuindo igual relevância para o estudo em questão, Norikazu Matsutomo et al. [10] projetaram defeitos isquêmicos compatíveis com um fantoma comercial (Kyoto Kagaku, Kyoto, Japan). Os fantasmas comerciais foram idealizados para avaliar áreas saudáveis e com defeito após a colocação manual do defeito. Contudo os defeitos fornecidos conjuntamente com o fantoma não permitem o estudo e identificação dos padrões de perfusão não específicos que mostram a extensão e a gravidade da isquemia. Deste modo, os defeitos foram gerados a partir de dados obtidos através de uma TC, e depois num programa de modelação 3D, os defeitos sofreram alterações conforme os padrões isquêmicos a estudar, variando o número e posição das estruturas que simulam a isquemia. No total foram concebidos 4 tipos de defeito isquêmicos: Baixa, Média, Alta e Defeito/sólido, todos com as mesmas dimensões: 20x20x9,5mm (Figura 2.8), variando as espessura e espaçamento entre as fendas. Estes modelos foram produzidos através da técnica de FDM (da Vinci 1.0 AiO; XYZ Printing, Tokyo, Japan) utilizando filamento ABS.

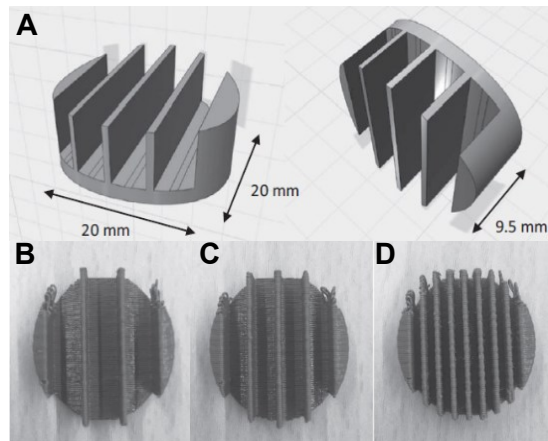


Figura 2.8. (A) Dimensão dos defeitos isquêmicos. Defeitos isquêmicos propostos: (B) Baixa, (C) Média e (D) Alta. A posição e o número de segmentações foram alterados de modo a alterar a concentração de radioatividade. Adaptado do [10].

Os defeitos foram colocados no miocárdio do fantoma e testados recorrendo à modalidade de SPECT, com a solução [^{99m}Tc] Tc-sestamibi com atividade de 0.18 MBq/mL. Os resultados mostram que o contraste percentual obtido varia conforme o defeito utilizado (Figura 2.9). Em ambos os métodos de reconstrução de imagem utilizados pelos autores, as áreas de baixa contagem, que indicam áreas de menor concentração de radiotraçador, sugerindo menor perfusão, foram reproduzíveis nos vários tipos de defeitos isquêmicos estudados. Notou-se também que a perfusão quantitativa alterou conforme o tipo de defeito isquêmico (Figura 2.9). Os autores referem que os defeitos produzem padrões de perfusão anormais demonstrando a sua utilidade na avaliação da qualidade da imagem, na otimização da frequência de *cutoff* e na análise dos parâmetros de reconstrução. Deste modo, foram produzidos defeitos isquêmicos acessíveis, de baixo custo com a possibilidade de serem acoplados no miocárdio

do fantoma *Myocardial Phantom HL* (Kyoto Kagaku, Kyoto, Japan), utilizado para os estudos capaz de reproduzir concentrações opcionais de radioatividade. Os defeitos propostos podem ser utilizados para avaliar a qualidade da imagem, otimização da frequência de corte e reconstrução. Os autores também salientaram algumas limitações: os defeitos apenas foram avaliados num dispositivo SPECT/CT e num fantoma, dentro dos vários disponíveis no mercado, sendo que o principal objetivo seria criar defeitos isquémicos de permitissem a avaliação em diversos dispositivos; a precisão da impressora 3D e a reprodutibilidade não foram avaliadas, sendo necessários mais estudos para avaliar estes aspetos; e por fim, algumas resinas e plásticos impressos em 3D absorvem água, pelo que as suas dimensões e forma podem mudar após estarem em contacto com a água durante algum tempo.



Figura 2.9. Imagens do VLA (*Vertical Long Axis*) com os defeitos isquémicos desenvolvidos: A. FBP e B. OSEM + ACSCRR. Foram observados vários padrões de perfusão anómalos dependendo do tipo de defeito. Adaptado de [10].

O principal objetivo de Marije E. Kamphuis et al. [20] é a contribuição para a avaliação de aplicações multimodais dinâmicas de MPI utilizando modelos de fantasmas de perfusão. Este trabalho parte de uma pesquisa bibliográfica prévia em que os autores notaram que os fantasmas de perfusão miocárdica atualmente disponíveis são predominantemente representações estáticas. Então através de uma prova de conceito descrevem a conceção e realização de um fantoma de perfusão miocárdica impresso em 3D e os testes iniciais de desempenho em SPECT-MPI dinâmico. Este modelo possui o tamanho e forma de um VE masculino normal a hipertrófico na fase diastólica final. O fantoma consiste numa configuração modular estacionária, isto é, possui uma cavidade ventricular, um cilindro com uma semiesfera no ápex, e em seu redor 3 segmentos idênticos que simulam o miocárdio (Figura 2.10).

Todos os componentes foram impressos tridimensionalmente em separado e de forma a evitar a impressão de volume fechados. No topo do modelo existe uma unidade de conexão que permite a passagem de fluidos, simulando a passagem pela aorta, ramificando-se em três segmentos do miocárdio (Figura 2.10). Estes segmentos do miocárdio correspondem aos três principais territórios coronários. A simulação do ápice foi desconsiderada para facilitar a comparabilidade. Este modelo encaixa-se no fantoma antropomórfico do tórax QRM GmbH,

modelo utilizado pelos autores, permitindo obter perfis de atenuação de raios-X adequados. A água contendo o radiotraçador é bombeada para o interior do fantoma, através de o tubo de entrada representado a entrada de sangue na cavidade ventricular. O tubo de saída representa a artéria aorta (unidade de conexão) que se ramifica em três artérias coronárias ligadas em paralelo. Estas artérias dividem-se em nove ramos coronários de comprimento semelhante que que ligam os três segmentos do miocárdio circundantes. Foram realizados testes imagiológicos utilizando um sistema SPECT de telureto de cádmio-zinco (D-SPECT, Spectrum Dynamics, Caesarea, Israel). Os resultados do fantoma foram comparados aos de um paciente. O AIF (*Arterial Input Function*) do fantoma assemelha-se muito à forma do AIF do paciente (Figura 2.11A), já o TRC (*Tissue Response Curve*) é comparável embora possua um tempo de retenção substancialmente mais curto (Figura 2.11B). A análise MBF (*Myocardial Blood Flow*) do doente e do fantoma revelou, ambos os casos, um défice de perfusão na região LAD (*Left Anterior Descending Coronary Artery*) (Figura 2.12).

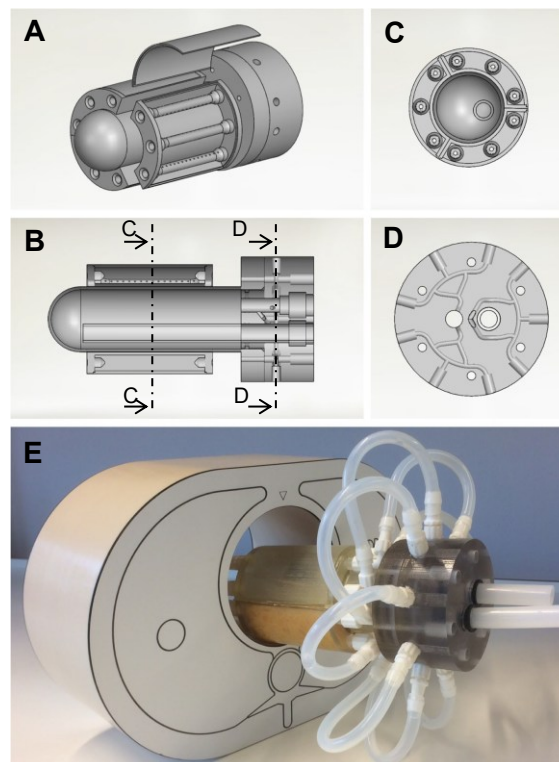


Figura 2.10. Representação esquemática do fantoma de perfusão miocárdica impresso em 3D. A. O desenho modular do fantoma inclui a cavidade do ventrículo esquerdo e três segmentos do miocárdio. B. Secções longitudinais do fantomas representadas pelas linhas a traçado misto C e D, apresentadas respetivamente em C e D. E. Fantoma cardíaco completo, incluindo conectores e tubos, inserido num fantoma de tórax. Adaptado de [20].

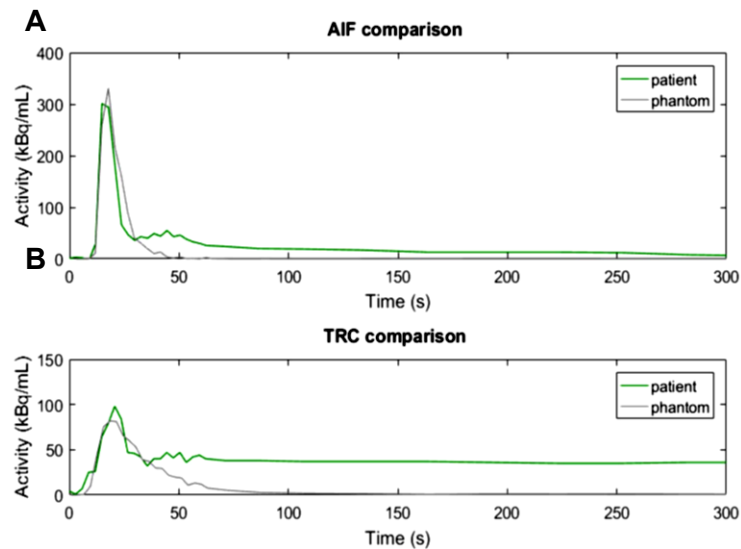


Figura 2.11. A, B Curvas de atividade temporal comparando os dados normais do doente com os dados do fantoma. AIF = função de entrada arterial, TRC = resposta dos tecidos. Adaptado de [20].

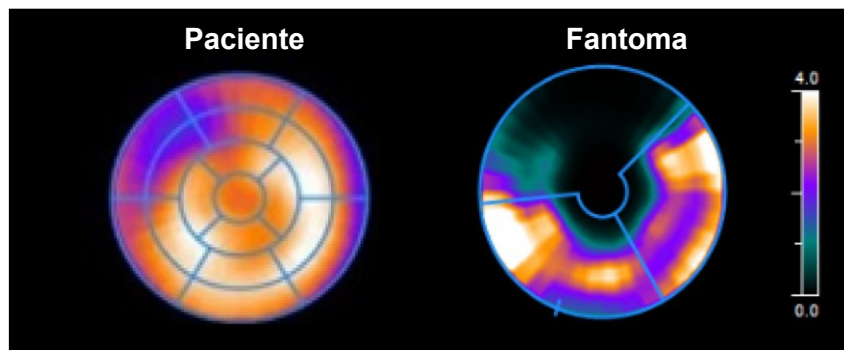


Figura 2.12. Fluxo sanguíneo do miocárdio comparação do mapa polar entre o exemplo de um paciente e dados do fantoma. Ambos os gráficos indicam um déficit de perfusão no território coronário fornecido pela artéria coronária descendente anterior. No fantoma, a simulação do ápice foi desconsiderada. AIF = Função de Entrada Arterial, TRC = Curva de Resposta Tecidual. O mapa polar do paciente foi adaptado de outro estudo utilizado como ponto de partida pelos autores, não sendo resultado de uma medição realizada pelos mesmos. Adaptado de [20].

Apesar dos pressupostos e simplificações aplicadas a este fantoma, os autores obtiveram modelo que se assemelha à anatomia e à fisiologia do fluxo do VE e da perfusão miocárdica, que permitiu medir com sucesso o fluxo do VE de primeira passagem em SPECT-MPI. Contudo, a recirculação do radiotraçador e a interação da radiação com os tecidos circundantes foi ignorada. Também não foi especificado mais sobre o material ou tecnologia de prototipagem utilizado para o fabrico do modelo, apenas foi mencionado que o fantoma foi fabricado num polímero rígido, o que por consequência não permite a simulação da contração cardíaca e por isso, o fantoma não possui um perfil de fluxo fisiológico.

Neste seguimento, A. Krakovich et al. [19], desenvolveram também um fantoma antropomórfico do VE dinâmico, com o objetivo de validar e otimizar a precisão da TC dinâmica obtida a partir das modalidades de SPECT e PET dinâmicas. Este fantoma simula

a perfusão do sangue no miocárdio, possuindo a geometria de uma semi-elipsoide truncada. O modelo é constituído por duas membranas flexíveis de silicone, e os interstícios entre membranas representam a cavidade ventricular e o miocárdio. A forma e as dimensões das membranas assemelham-se ao endocárdio e epicárdio de um coração humano real, possuindo assim volumes realistas de ambas as regiões. As membranas foram produzidas por fundição/injeção de silicone, onde os moldes foram produzidos por prototipagem rápida. Na sua extremidade possui flanges que permitem o fecho do modelo e os respetivos conectores que permitem a entrada e saída de fluido nas cavidades. Esta configuração, apresentada na Figura 2.13, e a seleção de materiais permite que o fantoma se expanda até atingir o volume sistólico final e regressar ao seu estado inicial de fabrico ficando com o volume diastólico final.

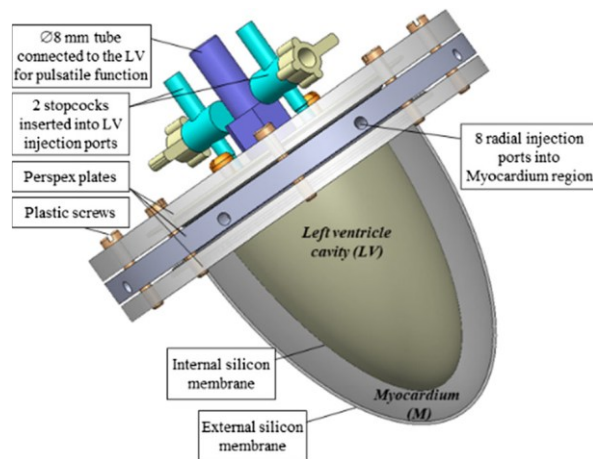


Figura 2.13. Modelo CAD do fantoma ilustrando a cavidade do ventrículo esquerdo e o miocárdio, separadas por finas membranas de silicone. As membranas são seladas entre as placas de acrílico. Existem várias portas de injeção com diâmetros e posições variáveis para máxima flexibilidade. Adaptado de [19].

A solução salina e o radiotraçador são injetados nas cavidades do fantoma através de um sistema de bombas controlados eletronicamente. Os testes imagiológicos foram realizados utilizando o sistema GE Discovery NM 530c (GE Healthcare, Haifa, Israel), uma câmara SPECT baseada num detetor CZT dedicado a estudos SPECT-MPI. Os estudos de MPI realizados pelos autores permitiram a comparação dos resultados do fantoma com os resultados de um coração humano, obtendo-se uma semelhança qualitativa e uniformidade da distribuição de ^{99m}Tc na região (Figura 2.14). A comparação qualitativa entre uma medição de SPECT dinâmica obtida num doente humano e a do fantoma mostra forte semelhança como pode ser observado na Figura 2.15. A atividade máxima do VE é atingida após cerca de 30 segundos e depois diminui rapidamente, enquanto a atividade no miocárdio aumenta, depois diminui ligeiramente e finalmente atinge um patamar. A conceção atual deste fantoma apresenta algumas limitações como a inexistência de atenuação dos tecidos em redor do

fantoma, a espessura da parede do miocárdio ser praticamente constante, o volume máximo ser limitado a cerca de 50 ml (para volumes superiores, a cavidade do VE colapsa de forma não uniforme durante a fase de contração) e não existe movimento respiratório. Apesar de tudo este modelo é capaz de produzir uma vasta gama de TACs (*Time Activity Curve*) que mimetizam a curvas fisiológicas, similares às observadas em sistemas de SEPCT e PET. As medições SPECT estáticas mostraram uma semelhança visual com a MPI convencional de um coração humano.

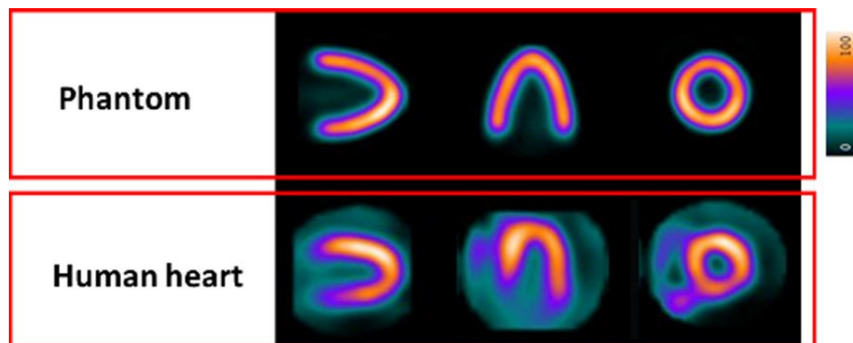


Figura 2.14. Comparação qualitativa de MPI do fantoma com um coração humano. Imagens de perfusão média. Adaptado de [19].

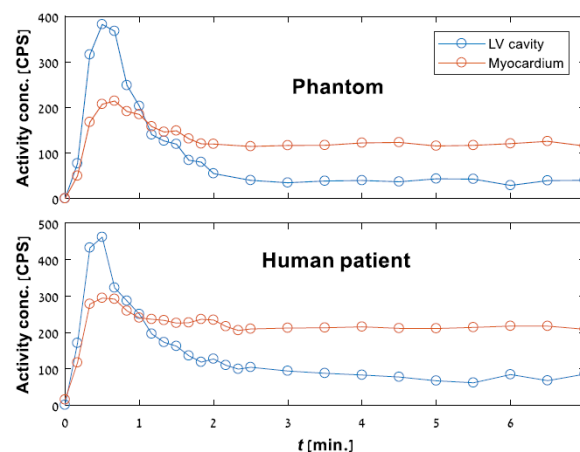


Figura 2.15. Comparação das curvas tempo-atividade obtidas numa medição com o fantoma (em cima) e num doente humano, a partir de uma estudo clínico em curso (em baixo). Adaptado de [19].

Já C. Hazelaar et al. [28], propôs o fabrico de um fantoma antropomórfico do torso para avaliação de imagem médica, recorrendo ao processo de moldagem, onde os moldes seriam fabricados por técnicas de impressão 3D. Este fantoma teve por base os dados de um paciente. Para a realização deste projeto, os autores basearam-se noutras referências, que podem ser consultadas no artigo. Contrariamente a outros autores anteriormente apresentados, C. Hazelaar et al. informa que os moldes do seu fantoma foram impressos recorrendo a uma empresa de impressão 3D, além disso acrescenta uma descrição detalhada dos diversos materiais utilizados para as diferentes estruturas representadas. Depois de montado, adquiriram-se imagens TC utilizando o fantoma. Este estudo apresentou um fantoma do torso com boa semelhança anatómica à do paciente, e pode ser fabricado

utilizando tecnologias de impressão 3D disponíveis no mercado. Apesar das densidades dos diferentes materiais constituintes do fantoma serem diferentes das do doente, as imagens de TC assemelham-se muito às imagens adquiridas do paciente (Figura 2.16), com o tumor e múltiplas estruturas normais de densidade diferente claramente visíveis. As múltiplas estruturas e o nível de detalhe anatómico são as principais características que distinguem este fantoma. Contudo, uma das principais limitações deste fantoma, como já foi referido, são as diferenças notadas nas unidades da escala de Hounsfield (HU) entre o fantoma e o paciente. E neste sentido é necessária mais investigação para apurar materiais adequados à impressão 3D que sejam compatíveis com a radiação X em termos de representação em imagem.

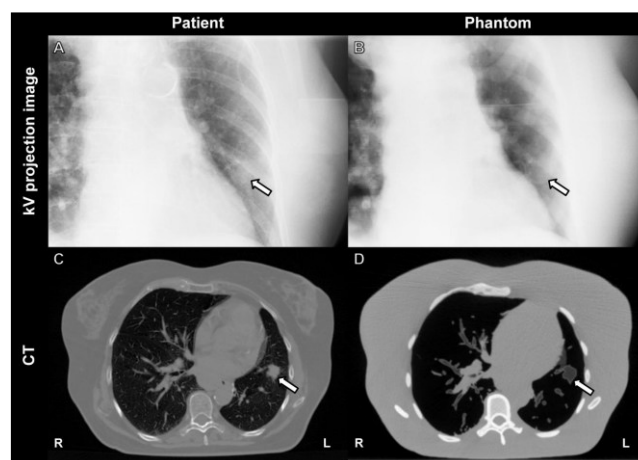


Figura 2.16. Imagem de projeção kV adquirida na direção antero-posterior (A+B) e um corte transversal de uma TAC (C+D) do doente (A+C) e do fantoma impresso em 3D (B+D). As setas indicam a localização do tumor na metade inferior do pulmão esquerdo. Para as imagens kV, o posicionamento e a fase de respiração do doente diferem do posicionamento e da fase de respiração que foram utilizados para o fabrico do fantoma, o que contribui para as diferenças nestas imagens. Nas imagens do paciente, são visíveis mais detalhes nos pulmões e atrás do coração em comparação com as imagens do fantoma (uma vez que as estruturas <1 mm não foram impressas). R = direita, L = esquerda. Adaptado de [28].

Embora não incida diretamente sobre a produção de fantomas antropomórficos, o trabalho de S. De Schepper et al. [30] revelou-se particularmente relevante para a presente investigação, uma vez que, apresenta uma revisão abrangente de diversos estudos e trabalhos desenvolvidos na área, reunindo contributos de múltiplos autores sobre a aplicação da impressão 3D na produção de modelos anatómicos, incluindo estruturas como o crânio e o fígado.

2.6 Fotopolimerização em Cuba

A *American Society for Testing and Materials* (ASTM) Internacional classifica as tecnologias de PR em sete categorias principais: Injeção de Aglutinante (*Binder Jetting*), Fotopolimerização em Cuba (*Vat Polymerization*), Fusão em Leito de Pó (*Powder Bed*

Fusion), Extrusão de Material (*Material Extrusion*), Injeção de Material (*Material Jetting*), Deposição de Energia Dirigida (*Directed Energy Deposition*) e Laminação de Folhas (*Sheet Lamination*) [36]. Para este trabalho, tendo em atenção todas as considerações e requisitos, a FPC apresenta-se como a tecnologia mais adequada ao objetivo. Além disso, a FPC é uma das tecnologias de MA mais comumente utilizada na área da medicina, e investigação académica [14].

FPC é o termo genérico atribuído a um conjunto de técnicas de impressão 3D. Esta tecnologia é definida pela transformação de material líquido em sólido, no qual o processo de fotopolimerização é controlado através de um sistema computadorizado, que permite a criação de objetos 3D [36]. Mais em concreto, a FPC, através da incidência de luz ultravioleta (UV) ou visível numa cuba contendo a resina fotossensível, solidifica-a camada a camada, até formar o modelo desejado.

A elevada resolução, precisão e reprodutibilidade, associada à FPC, permite a produção de objetos 3D com geometrias altamente complexas e detalhes finos, num período relativamente inferior quando comparado com outras técnicas de PR, facilitando a acessibilidade a peças finalizadas [35][40][41], bem como, permite a personalização das propriedades mecânicas e químicas do produto final, uma vez que utiliza uma variedade de resinas fotossensíveis [38][41]. E para além destas características, devido ao princípio básico de funcionamento, esta tecnologia permite produzir objetos com baixa porosidade em relação a outras opções de impressão 3D [33], o que é especialmente vantajoso para o objetivo deste trabalho, já que a interação da radiação com ar no interior do modelo é indesejado.

Entre os métodos de FPC mais utilizados, destacam-se a Estereolitografia ou *Stereolithography* (SLA) que corresponde à fotopolimerização da resina com base numa fonte de luz de ponto único ou feixe de luz, que se desloca na área de impressão; o Processamento Digital de Luz ou *Digital Light Processing* (DLP) em que a imagem de uma camada é projetada no fotopolímero a partir de um *Digital Mirror Device* (DMD) (*Texas Instruments, Dallas, Texas*); a Produção Contínua por Interface Líquida ou *Continuous Liquid Interface Production* (CLIP), uma tecnologia mais recente, idêntica à DLP, contudo recorre um fluxo contínuo de resina [42][38][35][40][41].

2.6.1. SLA

O princípio de funcionamento da SLA baseia-se na polimerização de resina fotopolimérica líquida utilizando um feixe de luz UV, ou por vezes uma fonte de luz visível, guiado digitalmente, querendo isto dizer que, a camada de resina correspondente a uma secção do modelo é polimerizada ponto a ponto. Esta tecnologia pode ter configuração *bottom-up* ou *top-down*, dependendo da posição do feixe luminoso, que se encontra respetivamente por baixo ou por cima do tanque de resina. Após a conclusão de uma camada, a plataforma de impressão desloca-se no eixo Z numa distância equivalente à espessura da camada e o laser percorre a geometria da camada seguinte. Este processo é repetido sucessivamente até que a construção do modelo seja concluída. Este processo está representado de forma esquematizada na Figura 2.17. A SLA permite a impressão de peças de alta qualidade, possuindo elevada precisão, de até 10 μm , devido ao diâmetro do feixe de luz, promovendo a produção de peças de pequenas dimensões. Contudo, é um processo lento, com uma gama de materiais limitada, custo associado elevado e com uma capacidade limitada de impressão de peças complexas, como é frequentemente necessário para fins de investigação cardiovascular [32][33][35][38][40].

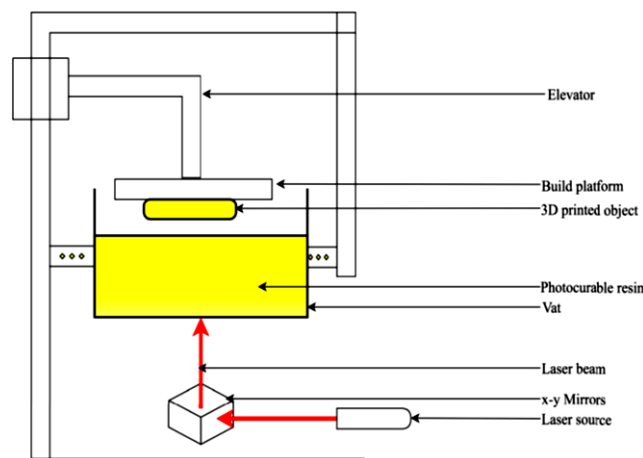


Figura 2.17. Princípio de funcionamento de uma impressora de SLA com a configuração *bottom-up*. Um feixe de luz UV é guiado digitalmente na superfície inferior do tanque de resina, desenhando uma camada do modelo. A resina está representada a amarelo e em cima está representado o modelo a ser impresso, também em amarelo, na plataforma de impressão. Adaptado de [40]

Em 1986, Charles Hull inventou a SLA, a primeira forma de FPC e a primeira técnica de impressão 3D disponível comercialmente. Desde então, as outras técnicas, supramencionadas, foram desenvolvidas sucessivamente [35].

2.6.2. DLP

A DLP é a técnica de FPC introduzida após a SLA, partilhando o princípio de funcionamento e configurações semelhantes, porém, a fonte luminosa é diferente. A DLP utiliza a projeção da geometria da seção do modelo no fundo da cuba, recorrendo a um projetor digital e um sistema de espelhos. Este sistema é conhecido por DMD (*Digital Micromirror Device*) ou Dispositivo Digital de Microespelhos, e permite a polimerização da resina numa camada completa, o que geralmente resulta num processo de impressão mais rápido e eficiente quando comparado com a SLA. A resolução desta tecnologia depende do tamanho do espelho individual em relação a todas as filas de espelhos no chip DMD e da pequena área em que esses espelhos se projetam. Neste método, representado esquematicamente na Figura 2.18, a plataforma de impressão é mergulhada no tanque de resina, mantendo uma pequena distância entre o fundo do tanque e a superfície da plataforma, correspondente à espessura da camada. Em seguida, o projetor ilumina a geometria da camada do modelo no fundo da cuba, polimerizando a resina. Após a conclusão de cada camada, a plataforma de impressão necessita de ser elevada, removendo a camada recém impressa do FEP (Etileno Propileno Fluorado – um filme fino, transparente e flexível) da cuba, permitindo também que a resina flua novamente para preencher o espaço vazio sob a peça. A plataforma volta a descer à distância equivalente à espessura da camada seguinte, repetindo o ciclo até à impressão total do modelo [35][38][40][42].

Em comparação com outros métodos de impressão 3D, a tecnologia DLP oferece precisão superior, melhor qualidade superficial, reprodutibilidade aprimorada, melhor estabilidade estrutural e melhores propriedades mecânicas. No entanto, o processo de cura camada a camada pode produzir um efeito de escada entre camadas adjacentes, o que pode levar a uma baixa precisão no eixo Z. A abordagem de polimerização camada a camada implica que quanto maior o número de peças a imprimir simultaneamente, maior a eficiência do processo, mas, ao imprimir estruturas de pequena dimensão, o tempo total despendido no movimento da plataforma tem um impacto mínimo na eficiência. Contudo, relativamente à impressão de modelos 3D de grande volume, o aumento do número de camadas prolonga o tempo necessário para o movimento ascendente e descendente da plataforma de impressão, o que diminui significativamente a eficiência da impressão. E por isso, pode representar um desafio [35].

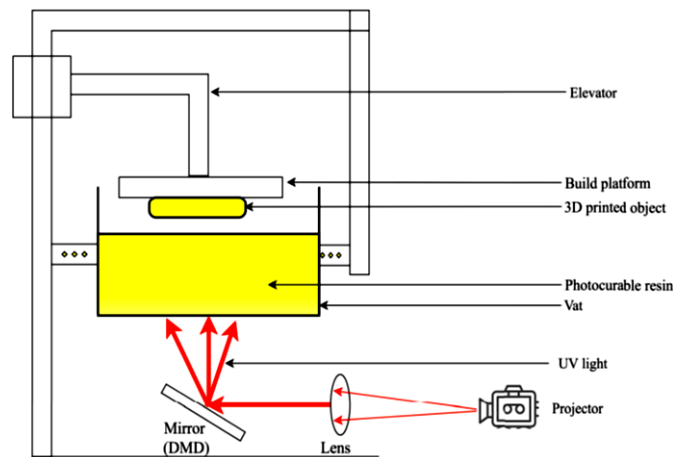


Figura 2.18. Princípio de funcionamento de uma impressora de DLP. Na parte inferior da figura, está representado um projetor, que faz refletir no DMD, a imagem de uma camada do modelo, no fundo do tanque de resina. A resina encontra-se representada a amarelo. Em amarelo também, está representado o modelo impresso ainda na plataforma de impressão. Adaptado de [40].

2.6.3. CLIP

A técnica de CLIP é relativamente recente, tendo sido introduzida em 2015. O seu funcionamento é idêntico ao da DPL, contudo em vez do processo ocorrer num tanque de resina estático, a CLIP recorre a um fluxo contínuo de resina na interface de uma janela permeável ao oxigénio. A camada rica em oxigénio, presente nesta, inibe a fotopolimerização por radicais livres, mantendo a resina no estado líquido na interface, criando uma zona denominada de “zona morta”. Esta interface contínua de resina líquida não polimerizada permite uma impressão ininterrupta do modelo 3D, tornando o processo entre 25 e 100 vezes mais rápido, e com superfícies mais refinadas do que a técnica DLP [38][40][41].

2.6.4. Comparação entre técnicas de FPC

A Tabela 2.1 apresenta uma comparação sistematizada das técnicas de FPC destacadas, ilustrando os parâmetros operacionais e características que influenciam a sua adequação ao desenvolvimento do fantoma proposto.

Tabela 2.1. Comparação de técnicas de FPC.

	SLA	DLP	CLIP
Princípio de funcionamento	Intermitente	Intermitente	Contínuo
Fonte de luz	Laser	Projektor digital	Projektor digital ou LCD
Tempo de impressão	Elevado	Moderado	Reduzido
Resolução	Elevada	Elevada	Elevada
Qualidade da superfície	Alta qualidade	Alta qualidade	Alta qualidade
Capacidade para geometrias complexas	Limitada	Elevada	Elevada
Gama de materiais	Limitada	Variada	Limitada
Acessibilidade	Limitada	Acessível	Limitada

A Tabela 2.1, evidencia diferenças relevantes quanto ao princípio de funcionamento e desempenho das técnicas apresentadas. A SLA, embora apresente elevada resolução e qualidade superficial, revela limitações significativas, nomeadamente no que é referente ao tempo de impressão, acessibilidade e gama de materiais disponíveis. Já a tecnologia CLIP, caracterizada por um processo contínuo e substancialmente mais rápido, permanece condicionada pela reduzida acessibilidade, disponibilidade de materiais além de possuir custos operacionais mais elevados. Contrariamente, a DLP combina elevada resolução, tempos de impressão moderados e boa capacidade para a produção de geometrias complexas, apresentando simultaneamente uma maior acessibilidade e compatibilidade com uma ampla variedade de resinas. Deste modo, considerando os requisitos definidos para o desenvolvimento do fantoma a técnica de DLP apresenta-se como a opção mais adequada e eficiente no contexto deste trabalho.

2.7 Resina fotopolimerizável

Os polímeros são os materiais mais comumente utilizados na impressão 3D dada a sua diversidade e facilidade de aplicação em diferentes processos de PR, podendo ser encontrados sob a forma de filamentos termoplásticos, monómeros reativos, resinas ou pós [32]. Além disso, as propriedades mais relevantes para a medicina nuclear são a interação

fotão-matéria, a geometria e a distribuição da atividade. O corpo humano é majoritariamente constituído por água, o que se reflete no coeficiente de atenuação de fótons do tecido humano. A água e os polímeros, como o Polimetilmetacrilato (PMMA), que têm coeficientes de atenuação semelhantes e por isso são um grupo de materiais amplamente utilizado para simular tecidos moles [30].

A resina utilizada nas técnicas de fotopolimerização em cuba, é uma resina fotopolimerizável, ou seja, é ativada pela luz. Consiste num polímero líquido fotossensível, formado por uma mistura de monómeros, oligómeros e fotoiniciadores, entre outros constituintes como corantes ou pós cerâmicos. A correta combinação destes componentes influencia a qualidade de impressão bem como as propriedades do produto final. A resina quando exposta à luz, geralmente na região ultravioleta ou visível do espectro eletromagnético, os monómeros, oligómeros e fotoiniciadores do polímero fotopolimerizam formando longas cadeias poliméricas resultando numa malha, que estruturalmente se manifesta pelo endurecimento do material - a este processo dá-se o nome de cura ou polimerização (Figura 2.19). Geralmente o processo de polimerização não se dá por si só na presença de luz, e por isso, requer um fotoiniciador. Este composto quando exposto à radiação luminosa, degrada-se em espécies reativas que ativam a polimerização, promovendo a ligação dos compostos. Geralmente, as resinas fotopolimerizáveis curam com radiação no espectro do visível, contudo, muitas vezes a radiação ultravioleta é preferida sobre a radiação infravermelha, uma vez que a radiação UV é mais energética [35][38][41][42][43].

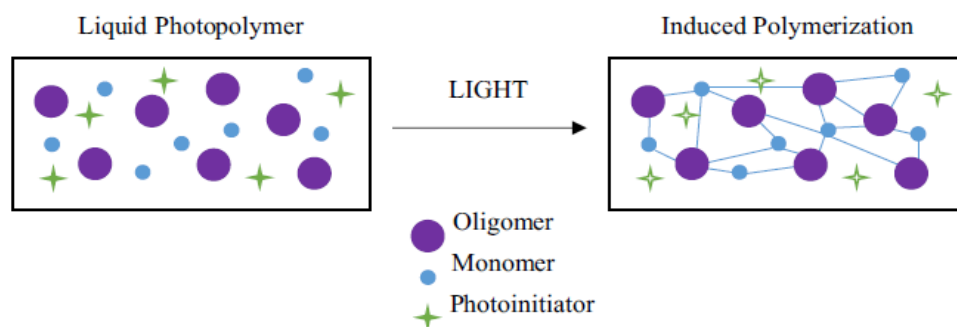


Figura 2.19. Processo de polimerização de uma resina fotopolimerizável. O fotoiniciador degrada-se quando exposto à luz, o que desencadeia o processo de fotopolimerização da resina. Os compostos da resina forma longas cadeias poliméricas, o que resulta no endurecimento do material. Adaptado de [42].

2.8 Seleção da técnica e materiais para o fabrico do Fantoma

Como o objetivo deste estudo é a avaliação da imagem SPECT-MPI utilizando um fantoma do VE, a interação da radiação gama com a matéria é um ponto fulcral no projeto de

fantomas a serem fabricados por prototipagem rápida. Considerando a energia característica do ^{99m}Tc (140keV), torna-se fundamental minimizar a ocorrência de artefactos decorrentes de variações de densidade e porosidade do material. A presença de poros, que correspondem a interstícios de ar, altera o coeficiente de atenuação regional da peça, originando artefactos na imagem SPECT, provocados pela interação inconsistente da radiação gama. A porosidade pode, deste modo, induzir defeitos de atenuação e intensificar fenómenos de dispersão por efeito de Compton. Este efeito, particularmente relevante para o valor de energia deste radioisótopo, é agravado pelas diferenças de densidade entre o material e o ar, resultando em dispersão diferencial e atenuação adicional. Um material mais homogéneo isento de poros, reduz significativamente estas variações indesejadas. Deste modo, a seleção da técnica de impressão DLP, permite a obtenção de estruturas homogéneas e uniformes, garantindo uma interação previsível entre a radiação e o material. Esta uniformidade assegura maior fiabilidade na simulação da atenuação dos fotões gama e na avaliação quantitativa da perfusão miocárdica [8][44]. Além disso, como analisado no ponto 2.6.4, esta técnica apresenta elevada resolução e é relativamente mais acessível em comparação com a SLA, obtendo-se resultados bastante satisfatórios. Acrescentado ainda que a literatura revista para este estudo carece de informação acerca desta técnica e respetivas resinas, e por isso, considerou-se relevante o estudo desta hipótese. A ausência de fantomas opacos nos estudos analisados durante a pesquisa motivou o estudo do comportamento de uma resina opaca para o efeito, uma vez que os fantomas comerciais são cristalinos, e os fantomas encontrados durante a investigação, são transparentes ou translúcidos. Contudo, transparência do material constituinte do fantoma é um requisito essencial, pois permite o controlo visual direto do processo de preenchimento. Esta característica assegura uma deteção imediata de irregularidades, como a presença de bolhas de ar, contribuindo para a eficiência e segurança durante o manuseamento do modelo. Deste modo, propõe-se o fabrico de dois modelos de fantoma, um impresso com recurso à resina cinzenta, de modo a analisar o seu desempenho e aplicabilidade ao objetivo deste estudo, e a impressão de um modelo transparente, cumprindo com o requisito proposto.

Reforçando que os requisitos propostos para este trabalho se relacionam com o dimensionamento e volumetria serem comparáveis com os fantomas disponíveis no mercado, espessura do miocárdio constante e igual a 10mm, um modelo transparente que permite a monitorização do seu interior durante o seu manuseamento, materiais compatíveis com a utilização de radiofármacos, estudo da atenuação dos tecidos averiguada pela densidade dos materiais, desenvolvimento de uma metodologia acessível, flexível e adaptável que permitam a sua aplicabilidade a diferentes objetivos de estudo.

3 Trabalho Experimental

3.1 Metodologia

Nesta secção, será apresentada a metodologia adotada para o fabrico dos fantomas, desde a criação do modelo digital à sua impressão recorrendo à técnica DLP, para prototipagem dos modelos.

Este método (Figura 3.1) tem início no desenho de todos os componentes do fantoma num *software* de desenho assistido por computador (CAD), com base nas dimensões e volumetrias recolhidas dos fantomas disponíveis no mercado. Em seguida, é necessário transferir o modelo digital para um *slicer*, um *software* que “fatia” o modelo em camadas e traduz a sua geometria numa linguagem que a impressora seja capaz de ler. Neste programa que será possível adicionar o material de suporte ao modelo, prevenindo o seu colapso e auxiliando na robustez, e ainda a definição de outros parâmetros de impressão bem como a seleção das características de cada camada do modelo. Posto isto, a peça é guardada no formato STL, de forma a possibilitar a leitura pela impressora e proceder à impressão. Finalizada a impressão, no pós-processamento, o material de suporte é removido e a superfície do modelo é limpa e tratada caso seja necessário. No caso da impressão por polimerização em cuba, é neste passo que se dá a lavagem do modelo com IPA, removendo a resina não curada da sua superfície, em seguida a cura, e só depois o tratamento da superfície. [40]. Neste trabalho, como se pretende obter imagens SPECT utilizando o modelo, é necessário garantir a estanqueidade do modelo, de modo a possibilitar o seu preenchimento com a solução aquosa contendo o radioisótopo. Uma vez garantido o isolamento do modelo, o fantoma encontra-se finalizado e disponível para aquisição de imagens.

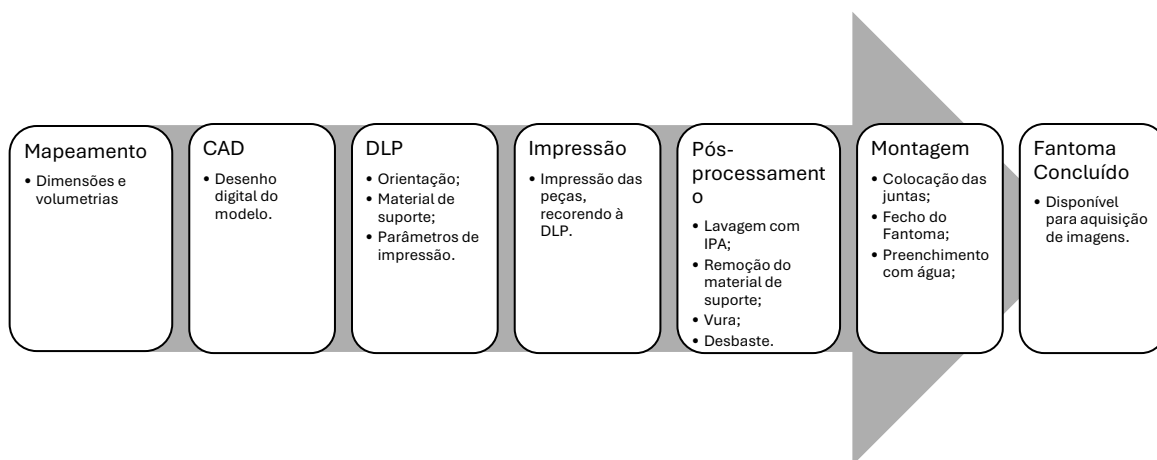


Figura 3.1. Esquema do fluxo do processo de prototipagem rápida dos fantomas fabricados para este estudo.

3.2 *Design e Geometria do Fantoma*

A geometria do VE é particular de cada indivíduo, contudo na sua generalidade pode ser simplificada e adaptada a uma elipsoide truncada como José Sérgio Domingues *et al.* [31] propõe. No entanto, de modo a tornar possível a prototipagem e consequente montagem do modelo, optou-se por se representar o VE através de uma semielipsoide. Desta forma, o VE será representado pelo conjunto de duas cavidades semielipsoidais, onde o músculo cardíaco será representado pelo interstício com espessura constante, entre duas cavidades com a mesma geometria, representando respetivamente a Cavidade ventricular e a Cavidade do Miocárdio, possibilitando desta forma a injeção do radioisótopo pelo exterior do fantoma através dos orifícios presentes na tampa. Foi primeiramente produzido um protótipo, concebido com uma resina cinzenta opaca, com pós cerâmicos na sua constituição, e a partir deste, foi produzida uma versão final aprimorada com resina transparente. De forma a assegurar a estanquidade dos fantasmas, foram estudadas diversas formas de isolar as suas cavidades, optando-se pela aplicação de fita butílica (*tacky tape*) no protótipo e pelo fabrico de juntas de silicone desenvolvidas especificamente para a sua aplicação no fantoma final. Estas juntas foram produzidas por moldagem, onde o silicone foi injetado nos moldes, de igual forma projetados e impressos recorrendo à mesma técnica e resina, passando pelas mesmas etapas enumeradas anteriormente. O fecho, de ambos os fantasmas, dá-se pelo aperto de 6 parafusos que atravessam a tampa, as flanges e juntas de ambas as cavidades, enroscando numa porca para o caso do protótipo e na própria flange da cavidade do miocárdio no caso do fantoma final. Estes elementos de fixação foram igualmente impressos por PR. Deste modo, cada fantoma é constituído por 5 peças, excluindo elementos fixadores e juntas. Duas flanges, uma para cada cavidade e uma tampa (Figura 3.2).

O *data sheet* [45] de um fantoma comercial foi tido como referência para os volumes e dimensões de cada cavidade e espessura do miocárdio. Também foi recolhida informação, quanto à espessura da parede das cavidades, dimensões dos parafusos e material recorrendo ao manual do fantoma *Myocardial SPECT Phantom HL* [46]. Assim, para ambos os modelos, a espessura do miocárdio é constante e igual a 10mm, assegurando desta forma, resultados satisfatórios durante os testes imagiológicos, e a espessura das paredes das cavidades é igual a 3mm. As espessuras das flanges variam para cada modelo o entre os 3 e os 5mm. A Tabela 3.1 apresentada em seguida especifica as dimensões e volumes definidos, bem como os valores de referência. É de notar que o fantoma comercial, possui geometria e dimensões diferentes dos fantasmas desenvolvidos para este trabalho, resultando nalgumas diferenças, principalmente notadas nos volumes.

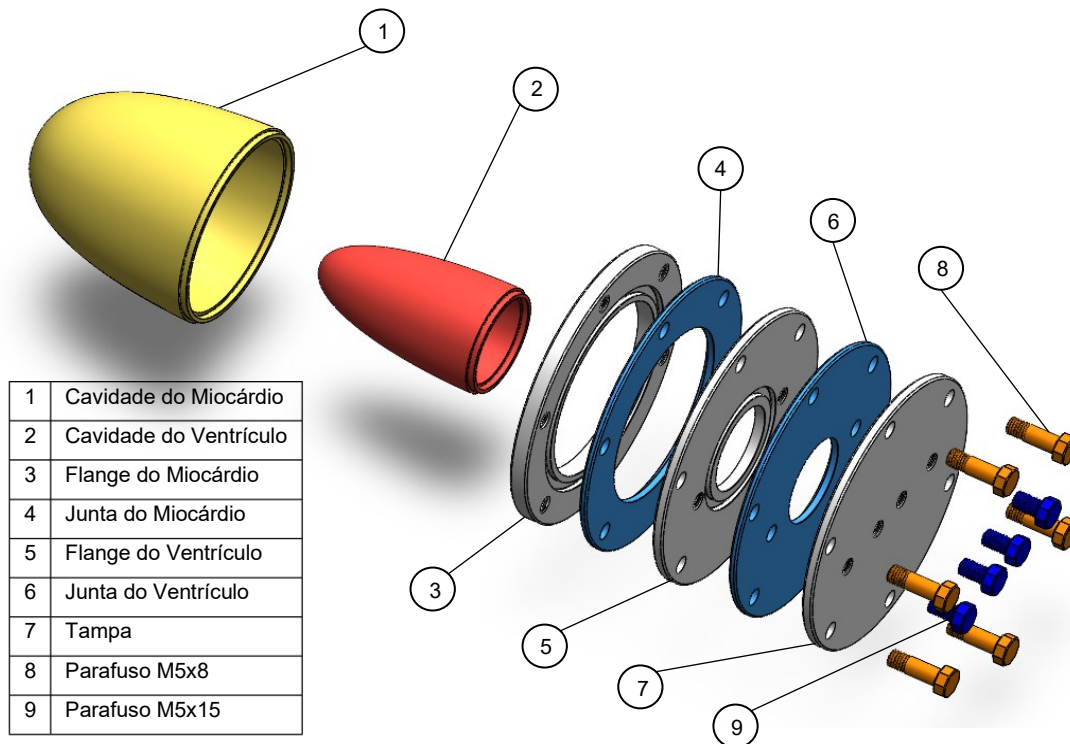


Figura 3.2. Vista explodida do modelo digital dos fantasmas projetados. Imagem do autor.

Tabela 3.1 Tabela resumo de dimensões e volumes dos fantasmas comerciais e projetados.

	Fantoma Cardíaco comercial [45]	Fantoma Torso comercial [46]	Protótipo Fantoma VE	Fantoma VE final
Comprimento máximo [mm]	93	nd	73,9	73,9
Diâmetro máximo [mm]	61	nd	80	80
Volume Ventrículo [mL]	~ 60	95	16,4	16,4
Volume Miocárdio [mL]	~ 110	nd	16,4	16,4
Espessura das paredes das cavidades [mm]	nd	3	3	3
Espessura das flanges [mm]	nd	nd	5	3 e 5
Espessura do miocárdio [mm]	10	nd	10	10

3.3 Modelação 3D

A primeira etapa do processo de impressão 3D, é deste modo iniciada, através da modelação de todas as peças constituintes dos fantasmas do VE recorrendo a um software de modelação 3D ou CAD. O software CAD utilizado para o efeito foi o *SolidWorks 2022* (*SolidWorks, Dassault Systèmes*). Cada peça é reproduzida através de um sólido de revolução, a partir do desenho do seu perfil. A Figura 3.3 apresenta o modelo digital concebido para a impressão de ambos os modelos propostos neste trabalho, onde é possível observar todas as peças constituintes, elementos de fixação e de isolamento.

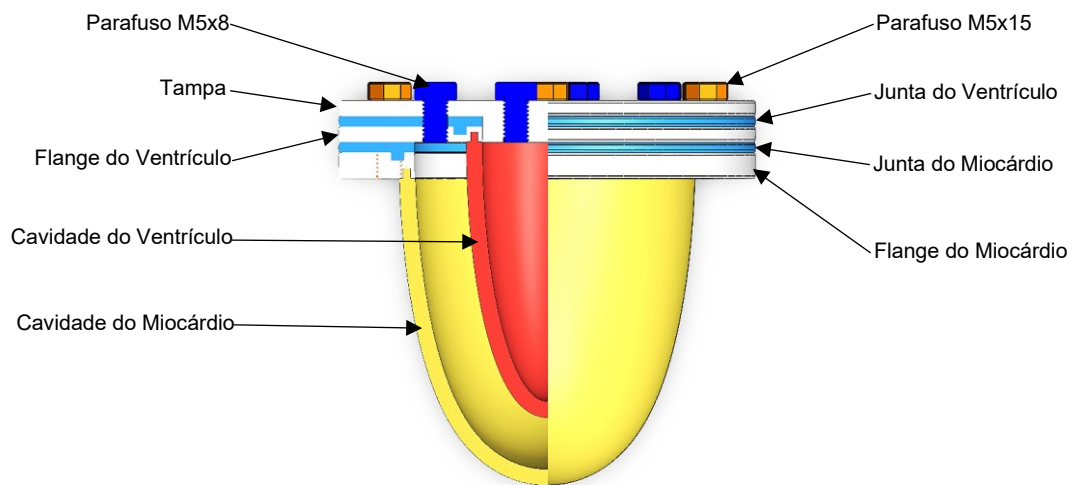


Figura 3.3. Corte parcial do fantoma projetado. Nesta figura é possível visualizar os diferentes componentes constituintes do fantoma projetado. Imagem do autor.

Os moldes das juntas foram igualmente projetados recorrendo ao Solidworks. São constituídos por duas partes, a partir do negativo do modelo digital da junta, utilizando as ferramentas de produção de moldes do *Solidworks*. Na Figura 3.4 é possível observar o exemplo do molde e respetiva junta do miocárdio.

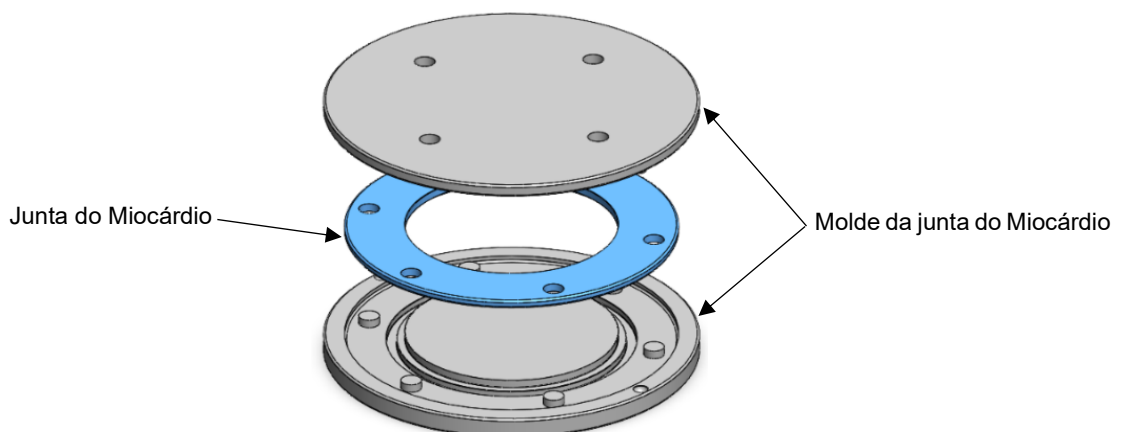


Figura 3.4. Vista explodida do modelo digital do conjunto Moldes e Junta do Miocárdio. Imagem do autor.

Tirando partido das funcionalidades do software de modelação 3D, combinando com a precisão da impressão 3D, foram também impressos parafusos M5 (Figura 3.5). A rosca dos parafusos é normalizada, e para os parafusos do fantoma final a cabeça também é normalizada [47]. A vedação dos orifícios de injeção de água e/ou solução radioativa foi realizada por meio de tampas com uma extremidade cônica, para o protótipo. Para o fantoma final as tampas tomaram o formato de parafusos M5 normalizados, tal como os utilizados para o fecho das flanges, enroscando na tampa dando acesso à cavidade ventricular, e enroscando na flange da cavidade ventricular possibilitando o acesso à cavidade do miocárdio.

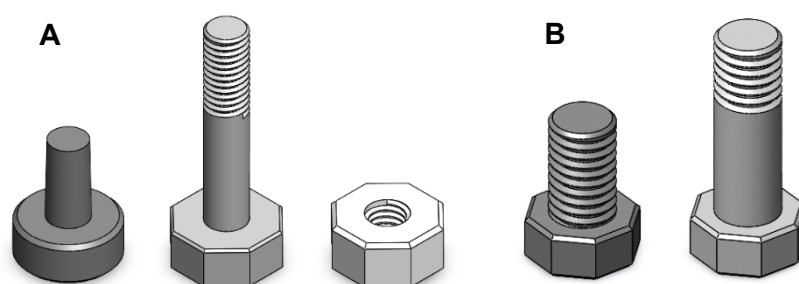


Figura 3.5. A. Elementos de fixação e isolamento utilizados no protótipo do fantoma. Da esquerda para direita: tampão, parafuso M5 e Porca M5. B. Elemento fixador e de isolamento utilizados no fantoma final. Da esquerda para a direita: parafuso M5x8 e parafuso M5x15.

3.4 Preparação para Impressão

3.4.1. *Software de slicing*

Os ficheiros de cada peça constituinte do fantoma desenhada previamente no *software* CAD, foram guardados no formato STL e em seguida enviados para o *slicer*, um programa de “fatiamento”. Este programa constitui uma ferramenta crucial na impressão 3D, pois divide o modelo em camadas finas, convertendo-o em instruções para a impressora 3D, além de permitir a definição dos parâmetros de impressão e onde se procede à adição do material de suporte. O material de suporte é essencial para a correta impressão do modelo, prevenindo o seu colapso bem como evita o desenvolvimento de deformações. De acordo com as instruções do fabricante, os parâmetros de impressão são determinados conforme a resina e impressora utilizada. O protótipo foi impresso com a resina *Craftsman DLP resin (Anycubic)* em cinzento e para a impressão do fantoma utilizou-se a resina *Standard Resin* transparente (*Anycubic*). A resina cinzenta distingue-se das restantes, uma vez que possui incorporados na sua constituição, o que lhe confere elevada precisão e muito bom acabamento, facilitando

ou até mesmo evitando o passo de lixagem no pós-processamento. As características de ambas as resinas podem ser consultadas na Tabela 3.2.

Tabela 3.2. Propriedades das resinas utilizadas. Adaptado de *Anycubic*.

	Resina cinzenta	Resina transparente
Comprimento de onda [nm]	365-405	365-405
Densidade [g/cm ³]	1,15-1,20	1,13
Viscosidade [cP ou mPa.s]	150-250	200-230
Dureza Superficial [HD] e [HS] respetivamente	82	84-86
Tensão de Rotura [MPa]	35-50	40-50
Extensão de rotura [%]	8-12	12-16
Contração [%]	3,27-4,24	4,5-5,5
Tensão de flexão [MPa]	50-70	50-60
Módulo de flexão [MPa]	1200-1600	1400-1600
Prazo de validade [meses]	18	18

Pela análise da Tabela 3.2, verifica-se que a densidade das resinas utilizadas, variam entre 1,15 e 1,20 g/cm³, e por isso, a densidade das mesmas é comparável à densidade dos tecidos moles, como o miocárdio, podendo tomar o valor compreendido entre 1,04 e 1,06 g/cm³ em tecidos humanos [48], assegurando simultaneamente a integridade estrutural necessária à preservação da geometria do fantoma. Considerando as propriedades da *Craftsman DLP resin*, com densidade média de 1,175 g/cm³ e admitindo uma espessura de 3 mm de material, e tomando para o efeito a Lei Lambert-Beer, esta resina atenua aproximadamente 4,5% dos fótons incidentes, permitindo a passagem de 95,5%, assumindo um coeficiente de atenuação linear do miocárdio de aproximadamente 0,1586 cm⁻¹ para fótons gama de 140 keV emitidos pelo ^{99m}Tc. Estas características, associadas à resistência mecânica, precisão geométrica e bom acabamento superficial, justificam a sua aplicação na construção de fantasmas para imagiologia SPECT de perfusão miocárdica. Embora a resina não reproduza integralmente o comportamento dos tecidos humanos no que respeita à interação com fótons gama, a sua reprodutibilidade e propriedades de atenuação tornam-na adequada para este fim.

3.4.2. Impressora

Para a produção de ambos os modelos projetados, recorreu-se a uma impressora de DLP, a *DLP Photon Ultra (Anycubic, Texas Instruments)*. Na Tabela 3.3 são apresentadas as suas características.

Tabela 3.3. Especificações da impressora utilizada. Adaptado de *Anycubic*

Massa da impressora [kg]	4kg
Dimensões da impressora (altura x largura x comprimento) [mm]	383 x 222 x 227
Volume de impressão (altura x largura x comprimento) [mm]	165 x 102,4 x 57,6
Técnica de impressão	<i>Digital Light Processing</i>
Fonte luminosa	Projetor ótico DLP
Resolução no eixo do Z [mm]	0,01
Resolução no eixo do X e Y [μm]	80
Resolução da camada [mm]	0,01 a 0,15
Resolução do projetor	1280 x 720
Painel de controlo [in]	2,8
Fonte de energia	12W Potência nominal

Pela análise da Tabela 3.3, tendo em conta o volume de impressão, as dimensões do fantoma de referência e observando a Figura 3.6, é perceptível a impossibilidade de impressão do Fantoma com as dimensões pretendidas, uma vez que as dimensões do fantoma de referência excedem os limites do volume de impressão. De forma a contornar esta limitação, as peças foram separadas em flange e cavidade, e as suas dimensões foram reduzidas de forma proporcional até ser possível imprimir cada peça. Deste ajuste, surgiram os modelos de fantoma do VE projetados neste trabalho.

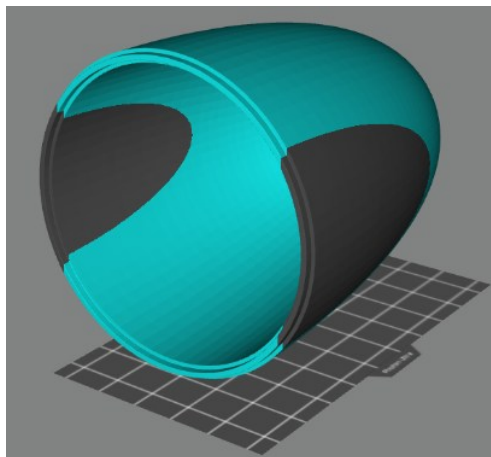


Figura 3.6. Cavidade do Miocárdio com as dimensões iguais às de referência. A azul-claro está representado a parte da peça dentro do volume de impressão, a cinzento estão representadas as zonas da peça que ultrapassam os limites do volume de impressão. A área de impressão está representada pela superfície quadriculada

3.4.3. Parâmetros de impressão

Assim, os parâmetros de impressão foram inicialmente definidos de acordo com as indicações do fabricante, de acordo com as resinas selecionadas e a impressora utilizada [49][50]. Estes foram introduzidos no *slicer*, e constam na Tabela 3.4, apresentada em seguida. Contudo, com base nos resultados de impressão obtidos, os parâmetros foram ajustados de forma a aprimorar o processo e melhorar a qualidade das peças produzidas. Recorreu-se ao *software* de *slicing* fornecido pelo fabricante conjuntamente com a impressora, o *Photon Workshop V2.1.29 (Anycubic)*.

Tabela 3.4. Parâmetros de impressão selecionados de acordo com a resina e impressora utilizados. Adaptado de *Anycubic*.

	Resina Cinzenta DLP <i>Craftsman</i>	Resina UV transparente <i>Standard</i>
<i>Layer Thickness</i> [mm]	0,05	0,05
<i>Normal Exposure Time</i> [s]	2	2
<i>Off Time</i> [s]	1	1
<i>Bottom Exposure Time</i> [s]	35	35
<i>Bottom Layers</i>	4	6
<i>Anti-alias</i>	4	4
<i>Z Lift Distance</i> [mm]	6	5
<i>Z Lift Speed</i> [mm/s]	5	5
<i>Z Retract Speed</i> [mm/s]	2	2

3.4.4. Orientação e material de suporte

Durante o desenvolvimento desta metodologia, foram abordadas diversas hipóteses de posicionamento de cada peça na plataforma de impressão. Fatores como superfícies planas, zonas do modelo em que a qualidade da superfície deve ser valorizada e a colocação do material de suporte devem ser levados em consideração. As superfícies planas não devem ser impressas diretamente na plataforma de impressão ou paralelamente à mesma, devendo ser posicionadas num ângulo entre 30° e 45° em relação à plataforma, assegurando desta forma um melhor acabamento e robustez da peça impressa. A colocação do material de suporte também deve ser cuidadosa, dado que o seu incorreto posicionamento pode provocar deformação da superfície do modelo quando a plataforma de impressão se desloca. Ou pelo

contrário, se não for adicionado material de suporte suficiente pode-se dar o colapso do modelo impedindo a correta impressão.

Deste modo, cada peça foi colocada a cerca de 7mm de distância da superfície da plataforma de impressão, onde foi adicionado o material de suporte recorrendo à ferramenta automática no *slicer*. Posteriormente, foi refinado o posicionamento e adicionado mais material de suporte conforme a necessidade e geometria de cada componente. A seleção do material de suporte e das respetivas características foi efetuada em função do tipo de peça a imprimir, sendo disponibilizadas pelo *slicer* três predefinições distintas.

Tendo em consideração estas observações, as flanges foram posicionadas perpendicularmente à plataforma de impressão, a. Neste espaço foi a tampa, devido à sua geometria, foi impressa com um ângulo de 35° em relação à plataforma, de forma que o repuxamento do material de suporte ficasse na face exterior da tampa, evitando defeitos na zona interior que pudessem ser visualizados aquando dos testes imagiológicos, e também evitando o comprometimento da estanquidade do modelo (Figura 3.7). As flanges, dada a sua geometria, é possível colocá-las perpendicularmente à plataforma de impressão (Figura 3.9). Foram impressos mais do que um exemplar de cada peça, pelo que possibilitou a impressão de diversas combinações de partes constituintes do Fantoma na plataforma de impressão. A Figura 3.8 mostra a Tampa e a Flange do Ventrículo na plataforma de impressão, sendo a Flange do Miocárdio impressa posteriormente.

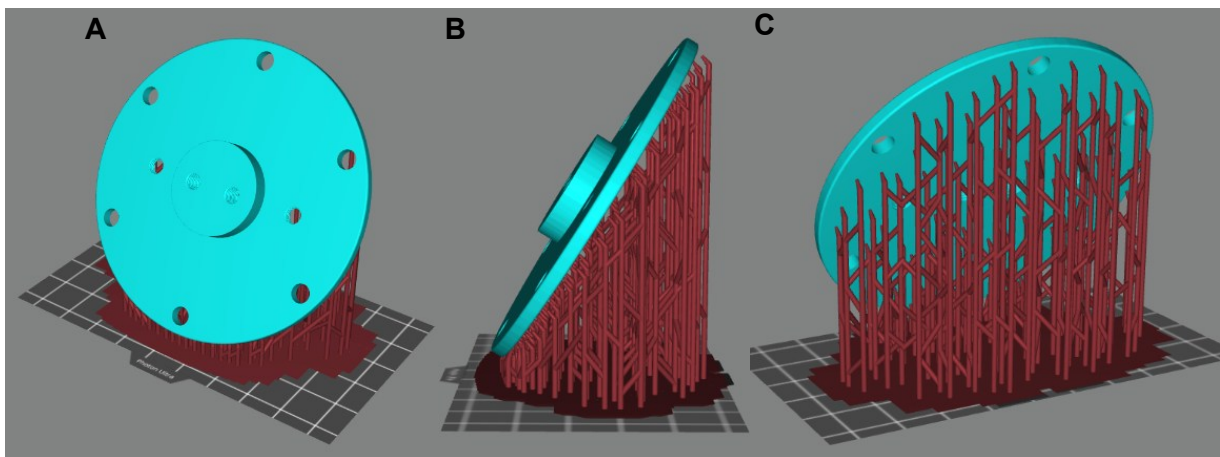


Figura 3.7. A, B e C. Modelo digital da tampa no *slicer*. A Tampa está colocada na plataforma de impressão com um ângulo de 35° e a 7mm da superfície da plataforma. A peça está representada a azul-claro, a vermelho o material de suporte e a área de impressão está representada pela superfície cinzenta quadriculada.

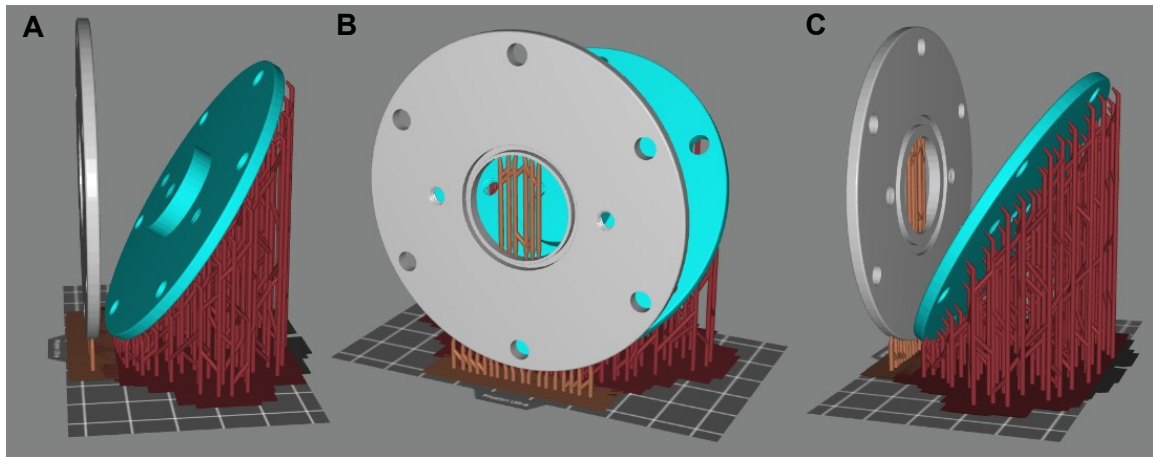


Figura 3.8. A, B e C. Modelos digitais da Tampa e Flange do Ventrículo no *slicer*. A Tampa está colocada na plataforma de impressão com um ângulo de 35° e a 7mm da superfície da plataforma. A Flange foi colocada perpendicularmente à plataforma a 7mm de distância. A Tampa está representada a azul-claro, a vermelho o material de suporte da mesma. A Flange está representada a cinzento-claro e a cor-de-laranja o material de suporte da mesma. A área de impressão está representada pela superfície cinzento-escuro quadriculada.

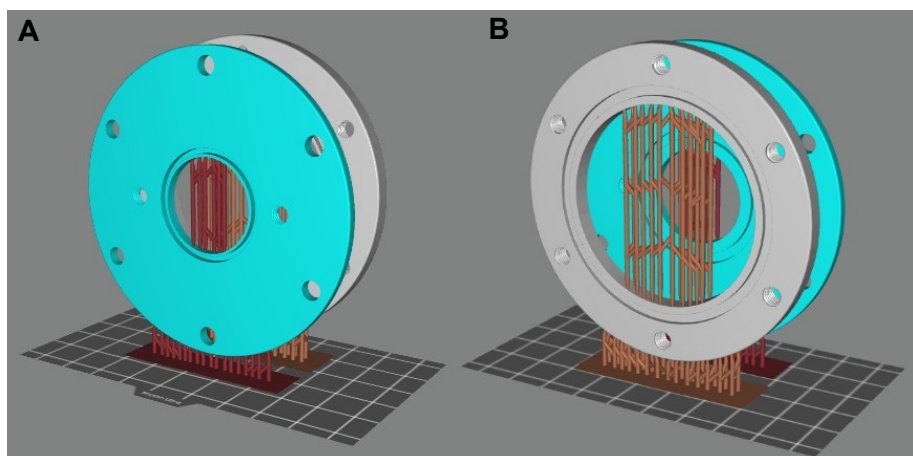


Figura 3.9. Modelos digitais das Flanges do Ventrículo e Miocárdio no *slicer*. Ambas colocadas perpendicularmente a 7mm de distância da superfície da plataforma de impressão. A área de impressão está representada pela superfície cinzento-escuro quadriculada. A. A Flange do Ventrículo está representada a azul-claro, e a vermelho o respetivo material de suporte. B. A Flange do Miocárdio está representada a cinzento-claro e a cor-de-laranja o respetivo material de suporte.

As Cavidades do Ventrículo e Miocárdio, foram posicionadas paralelamente à plataforma de impressão. Verificou-se ter sido o posicionamento mais eficaz, provocando menos danos tanto na superfície interior como exterior da cavidade. Além disso, esta configuração, permite manter a zona de encaixe da cavidade na flange quase intacta, exigindo menor esforço na etapa de pós-processamento. Deve ser adicionado material de suporte no interior das cavidades de forma a evitar a sua desintegração e melhorando a sua coesão estrutural durante a impressão, assegurando desta forma a preservação da geometria da peça. O *slicer* oferece três opções de material de suporte, e foi selecionado o mais reforçado para as

cavidades, pois ao longo de toda a experiência notou-se maior taxa de sucesso aquando da sua utilização. A disposição de cada peça e respetivo material de suporte são apresentados na Figura 3.10.

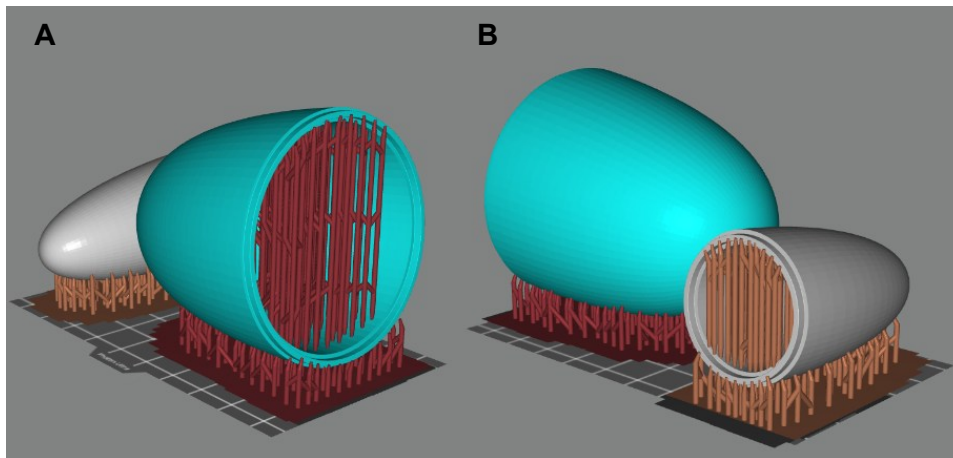


Figura 3.10. A e B. Modelo digital do Ventrículo e Miocárdio, ambos colocados paralelamente a 7mm de distância da superfície da plataforma de impressão. O Miocárdio até representado a azul-claro e a vermelho o respetivo material de suporte. O Ventrículo está representado a cinzento-claro e a cor-de-laranja o respetivo material de suporte. A área de impressão está representada pela superfície cinzento-escuro quadriculada.

A mesma abordagem foi seguida para o posicionamento dos parafusos, reduzindo-se o espaço entre a superfície da plataforma e a cabeça do parafuso para 5 mm, como se verifica na Figura 3.11. Desta forma, garantiu-se a conservação da geometria da cabeça dos parafusos e uma remoção ainda mais facilitada. Foram impressas cerca de 10 unidades de cada parafuso, com o intuito de existir sobressalentes.

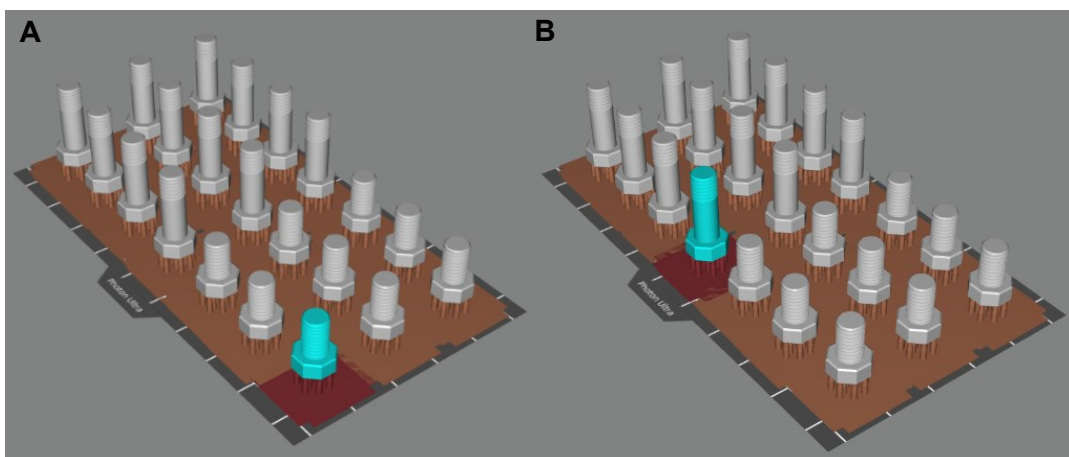


Figura 3.11. Modelos digitais dos parafusos utilizados para a fixação do Fantoma. A. A azul-claro apresenta-se o parafuso M5x8, utilizado para isolar as cavidades do Ventrículo e Miocárdio através do seu aperto na tampa, a vermelho está representado o material de suporte e foram impressas 9 unidades em resina transparente. B. A azul-claro apresenta-se o parafuso M5x15, utilizado para o fecho do fantoma, apertando na flange do miocárdio, a vermelho está representado o material de suporte e foram impressas 12 unidades em resina transparente.

Em relação aos moldes, a sua colocação e posicionamento na plataforma de impressão, segues os mesmos princípios da colocação das Flanges e Tampa. A superfície mais detalhada dos moldes é posicionada voltada para cima com um ângulo de 45° em relação à plataforma de impressão, conservando a qualidade da superfície e geometria. A Figura 3.12 apresenta parte do molde da Junta do Miocárdio no *slicer*.

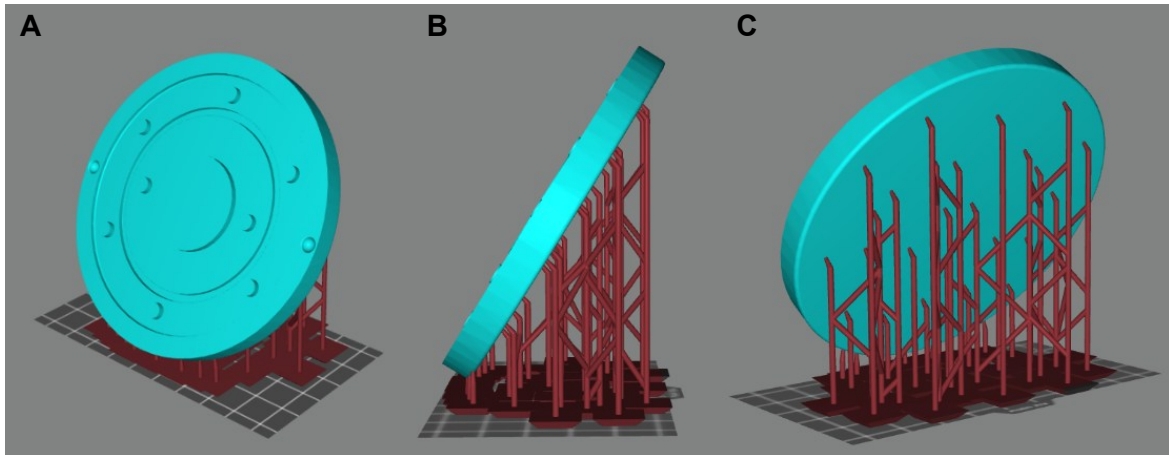


Figura 3.12. A, B e C. Modelo digital de uma parte do molde da Junta do Miocárdio no *slicer*. O molde está representado a azul-claro, e a vermelho o respetivo material de suporte. A área de impressão está representada pela superfície cinzento-escura quadriculada.

3.5 Impressão 3D

Os ficheiros no formato DLP, contendo todas as instruções introduzidas no *slicer* em termos de posição da peça, material de suporte e parâmetros de impressão, são transferidos para a impressora por meio de uma *pendrive*. Na impressora, já calibrada e com a quantidade de resina adequada no tanque, seleciona-se a peça desejada e dá-se início à impressão. O tempo de impressão de cada peça ou conjunto de peças, varia conforme o volume de resina necessário para a sua construção, complexidade e dimensão. Para a impressão das peças projetadas neste trabalho, o tempo de impressão variou entre cerca de 1h, para a impressão do conjunto de parafusos, e cerca de 9h para o conjunto das cavidades.

3.6 Pós-Processamento e acabamento

Finalizada a impressão, a plataforma de impressão juntamente com o modelo impresso, é retirada da impressora. É feita uma primeira lavagem com IPA, ainda com o moledo na plataforma, permitindo posteriormente o manuseamento e a descolagem da peça. O exemplar é assim, retirado da plataforma com o auxílio de uma espátula e é lavado uma segunda vez com IPA. Em seguida, o material de suporte é removido antes da cura total da resina, evitando

indentações no modelo e promovendo uma remoção facilitada. Com uma folha de papel absorvente, a peça é limpa até que esteja completamente seca, uma vez que a presença de álcool na superfície influencia o processo e qualidade da cura. Dá-se início ao processo de cura expondo a peça à radiação UV, no caso da resina cinzenta, colocando as peças numa janela exposta ao sol durante pelo menos uma hora. Já no caso da resina transparente, este processo deve ser controlado de modo a evitar o amarelecimento e o comprometimento da resistência mecânica, sendo preferível utilizar uma luz LED UV. A transformação do material é visível, e uma vez totalmente curado, é possível desbastar o excesso de material, com especial atenção às zonas onde o material de suporte foi adicionado, pois poderão ter sofrido algum repuxamento. Para o desbaste recorreu-se a uma lixadora de precisão com pontas cerâmicas, que proporcionou uma remoção mais suave do material indesejado com menor risco de provocar danos. Para remover com eficácia todos os pós resultantes do desbaste, cada peça foi lavada com água e sabão neutro.

Após a lixagem e lavagem das peças do protótipo do Fantoma, impresso em resina cinzenta, está preparado para a colocação das cavidades nas respetivas flanges recorrendo a cola para polímeros para a sua fixação, e deixada a curar por pelo menos 24h. Neste processo estão também incluídos os elementos de fixação e moldes das Juntas.

As peças constituintes do Fantoma final, fabricadas em resina transparente, foram submetidas a uma etapa adicional de acabamento superficial. Cada peça foi lixada manualmente com recurso a uma folha de lixa de água de grão 600, conferindo uma rugosidade superficial mais fina. Com o objetivo de restaurar a transparência característica e desejada do Fantoma, foram avaliadas duas abordagens: (i) a aplicação de um spray acrílico transparente e (ii) a deposição de uma camada fina de resina seguida da sua cura imediata. Após esta etapa, e de acordo com o procedimento previamente adotado no Protótipo, as cavidades foram posicionadas nas respetivas flanges e fixadas através da aplicação da mesma cola. Os elementos de fixação foram igualmente submetidos ao mesmo processo, à exceção da zona roscada, de modo a não comprometer o seu aperto no Fantoma. Relativamente aos moldes das juntas deste modelo, estes seguiram o mesmo procedimento; contudo, não se revelou necessária a realização da fase de acabamento, uma vez que não integram o modelo final, constituindo o meio de produção das juntas.

3.7 Produção de Juntas

Após a etapa de pós-processamento, foi aplicado um spray desmoldante ou uma camada fina de vaselina nas superfícies interiores de cada parte dos moldes finalizados. Em seguida, estes são fechados com o auxílio de molas e o silicone transparente é injetado nos orifícios

para o efeito, e deixado a curar por dois dias. A Figura 3.13 apresenta os moldes das Juntas de ambos os fantasmas, fechados com molas já com silicone transparente no seu interior. Foram produzidas mais do que uma unidade de cada Junta, dado ser um processo totalmente artesanal e se verificar diferenças nos resultados obtidos a cada iteração, assegurando-se desta forma, um resultado favorável, isto é, o fabrico de juntas uniformes e sem interstícios no seu interior.

Uma vez curado o silicone, mas molas são retiradas permitindo a abertura dos moldes e consequente desmolde da Junta produzida. Posteriormente o material em excesso é retirado com o auxílio de um x-ato.

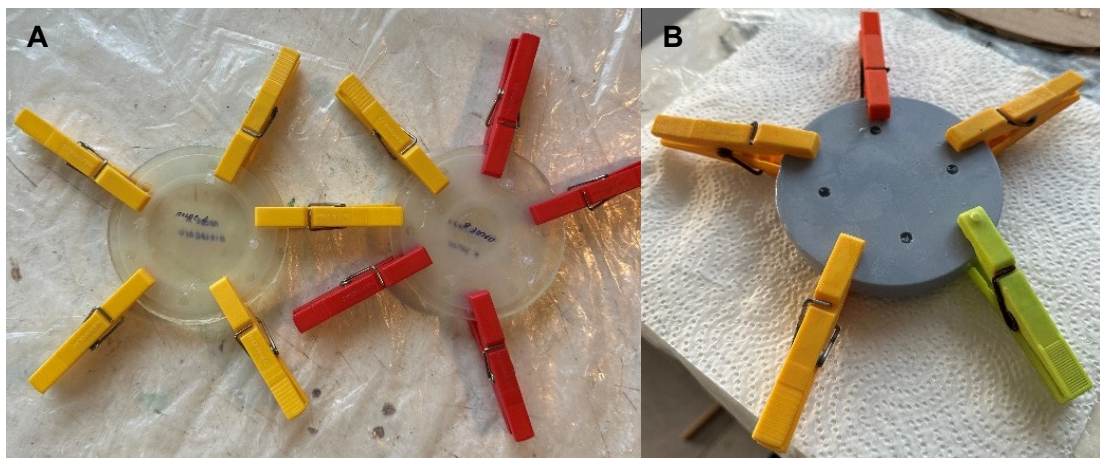


Figura 3.13. A. Moldes da Junta do Miocárdio (Esquerda) e da Junta do Ventrículo (Direita) impressos em resina transparente, fechados com molas e já com silicone injetado. B. Molde da Junta do Ventrículo impressos em resina cinzenta, fechado com molas e já com o silicone injetado.

4 Resultados e Discussão

4.1 Resultados da Impressão 3D das Peças do Fantoma

4.1.1. Tampa e Flanges

A Figura 4.1 apresenta a impressão da tampa do fantoma em resina transparente. Na Figura 4.1 A é possível visualizar uma pequena deformação na zona inferior da tampa, junto à plataforma de impressão, resultante da falta de material de suporte. Esta peça foi descartada, o seu ficheiro DLP foi retificado com a adição de mais material de suporte e foi impressa novamente. A Figura 4.2, além de representar o resultado do processo de impressão bem-sucedido, o aprimoramento relativo à tampa é visível. Primeiro, é de notar o aumento da quantidade de material de suporte colocado na Tampa, quando comparado com a Figura 4.1 C e Figura 4.2 C, e segundo, a deformação verificada na Figura 4.1 A foi eliminada como é possível verificar na Figura 4.2 A.

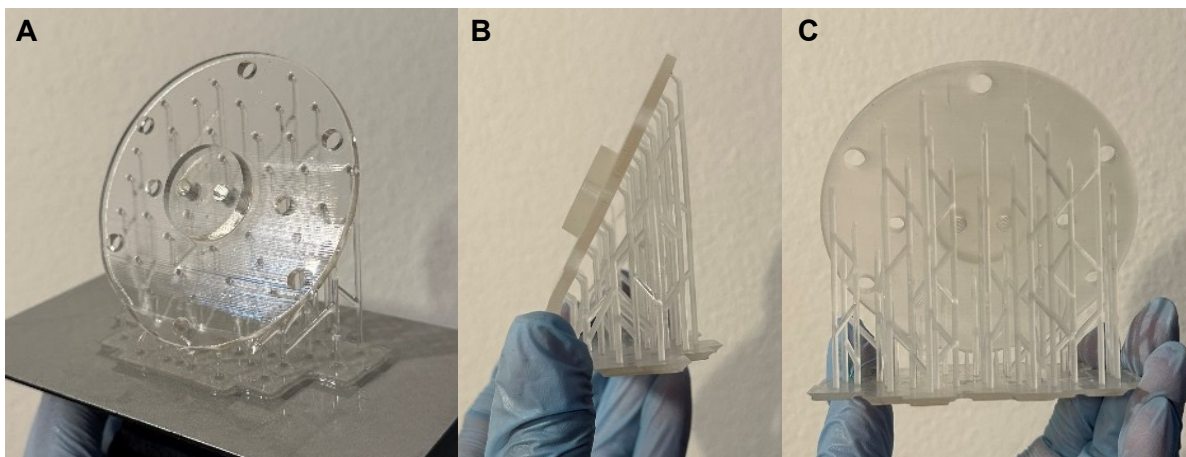


Figura 4.1. A. Tampa impressa com resina transparente na plataforma de impressão. B e C. Tampa impressa com resina transparente retirada da plataforma de impressão e lavada com IPA.

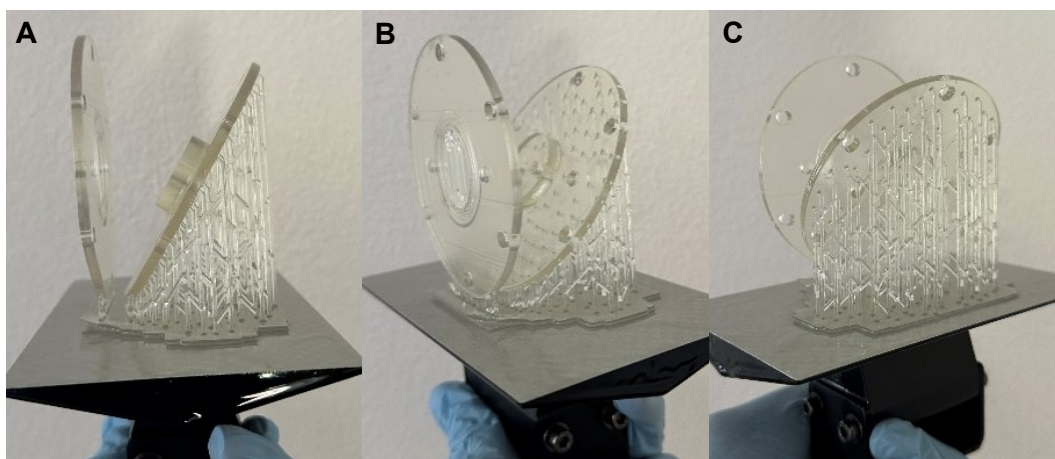


Figura 4.2. A, B e C. Tampa e Flange do Ventrículo impressos com resina transparente na plataforma de impressão.

Na Figura 4.1 é também, possível verificar a diferença entre a peça acabada de ser impressa (A) e a mesma peça impressa e lavada com IPA (B e C). A lavagem remove a resina não polimerizada da superfície do modelo, retirando o aspeto brilhante e cristalino à peça, reforçando a necessidade de se realizar a etapa de acabamento nas peças impressas em resina transparente, de forma a se alcançar a transparência desejada. Contudo, mesmo sem acabamento, a transparência do material foi mantida num grau satisfatório, favorecendo a visualização do interior do fantoma.

4.1.2. Cavidades do Ventrículo e Miocárdio

As Cavidades do Ventrículo e Miocárdio impressos são apresentadas na Figura 4.3. A sua impressão nesta configuração promoveu a obtenção dos resultados conforme o expectável, uma vez que, geometria se manteve inalterada durante o processo de impressão, não se verificou acumulação de resina por polimerizar no interior das cavidades e o aspeto geral da superfície é bom. Além da configuração e posicionamento das peças, a quantidade de material de suporte adicionado e a sua localização, proporcionou os resultados obtidos, permitindo a integridade do modelo e assegurando a sua conformidade geométrica.

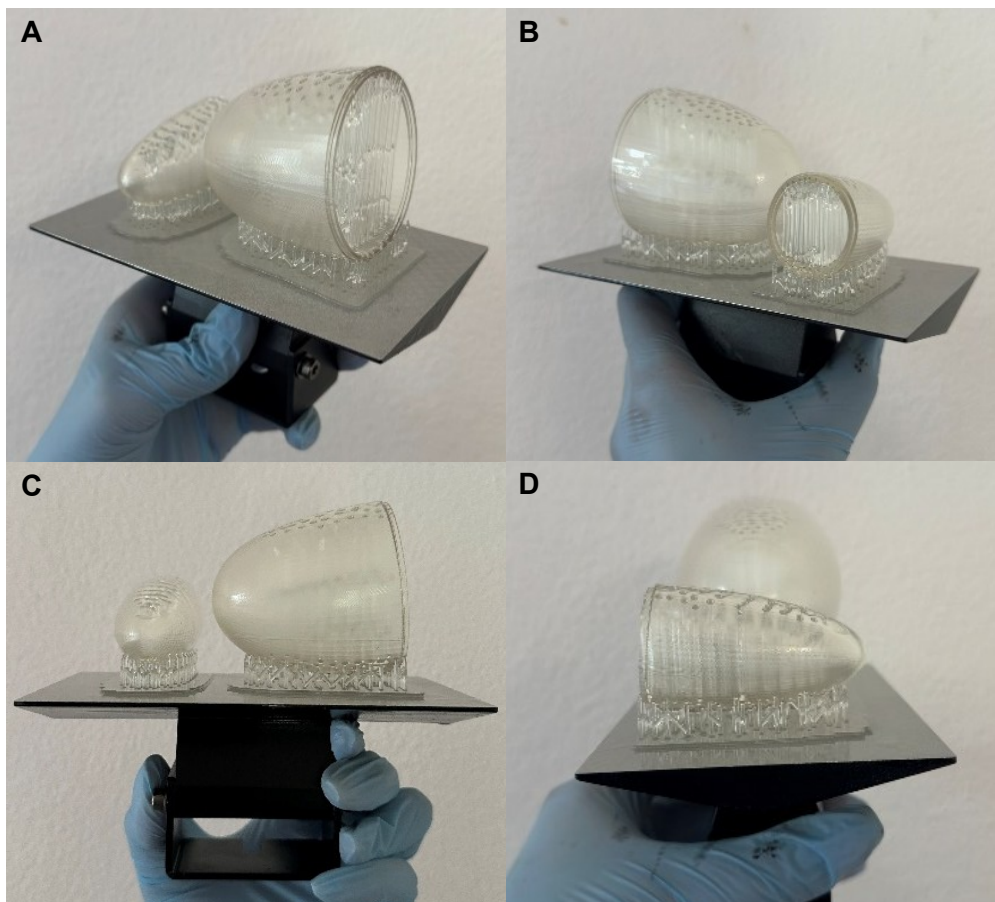


Figura 4.3. A, B, C e D. Cavidades do Ventrículo e do Miocárdio impressas com resina transparente na plataforma de impressão.

Apesar do facetamento das superfícies curvas, característico da discretização inerente ao processo de impressão 3D, a técnica demonstrou elevada precisão dimensional e um desvio geométrico mínimo relativamente ao modelo digital. Esta qualidade garante que as peças possam avançar para as etapas seguintes, de pós-processamento, acabamento e montagem sem necessidade de correções adicionais significativas.

4.1.3. Elementos de Fixação

Os parafusos de ambos os modelos, pelas suas reduzidas dimensões, apresentam o menor tempo de impressão relativamente às restantes peças. A precisão da técnica de PR selecionada é evidente e verificada pela observação dos resultados da impressão da rosca dos parafusos apresentados na Figura 4.4 e na Figura 4.5. A orientação perpendicular destes elementos em relação à plataforma de impressão, suportados pelo material de suporte, permitiu não só o sucesso da sua impressão como diminuiu a necessidade de desbaste de material, na fase seguinte. Adicionalmente, não se verificou deformações, o que reforça a fiabilidade e precisão do processo, demonstrando-se adequado para a produção de elementos de fixação mesmo de reduzidas dimensões.

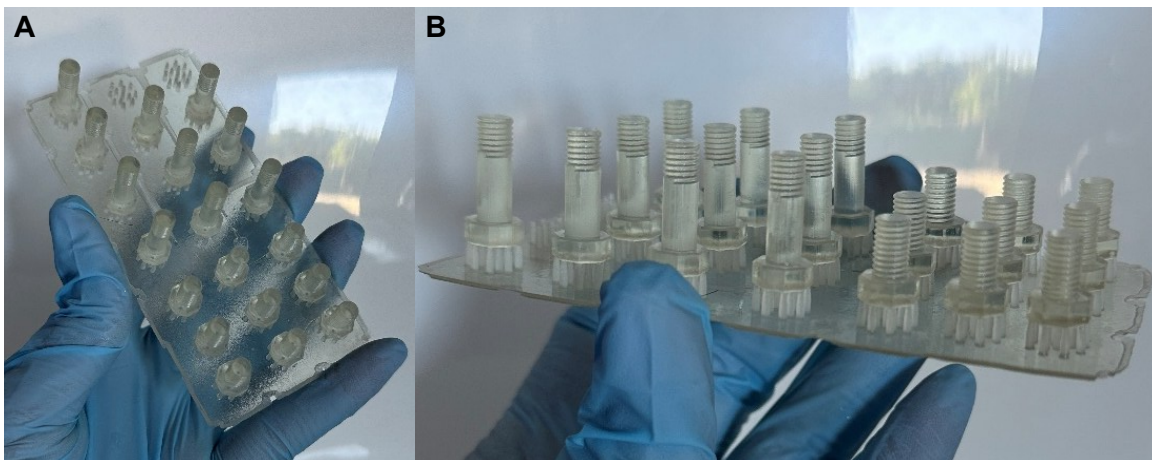


Figura 4.4. A e B. 9 Parafusos M5x8 impressos em resina transparente e 12 Parafusos M5x15 impressos em resina transparente, retirados da plataforma de impressão, unidos pela base do material de suporte. Ambos já lavado com IPA.

4.1.4. Moldes das Juntas do Ventrículo e Miocárdio

O processo de impressão dos moldes das Juntas é idêntico ao das Flanges e Tampa, a correta colocação e quantidade de material de suporte conduzirá ao êxito da impressão. A maior preocupação para estas peças é o rigor geométrico e dimensional das faces interiores, não existindo grande exigência no que respeita à rugosidade da superfície, pelo que, os resultados obtidos foram favoráveis face ao pretendido. Os resultados referentes a estes componentes são apresentados na etapa de pós-processamento.

4.1.5. Defeitos Identificados

É de reforçar que, para garantir a reprodutibilidade e a fiabilidade dos resultados, foram impressas múltiplas unidades de cada peça. Contudo, durante o processo de impressão foram detetados pequenos defeitos, interstícios de ar no interior de alguns exemplares. A literatura corrobora a ocorrência destes fenómenos. Tumbleston et al. [51] descreve que as bolhas de ar e os artefactos entre camadas tendem a formar-se ao longo do eixo Z seguindo padrões anisotrópicos, em processos intermitentes como é o caso da DLP, devido à reação de polimerização da resina e à interação entre camadas.

Na Figura 4.5, Figura 4.6 e Figura 4.7 apresentam-se as peças nas quais se detetaram os defeitos. Pela análise das mesmas, verifica-se a anisotropia do padrão de origem dos interstícios e o seu alinhamento conforme as camadas impressas, isto é, ao longo do eixo Z.

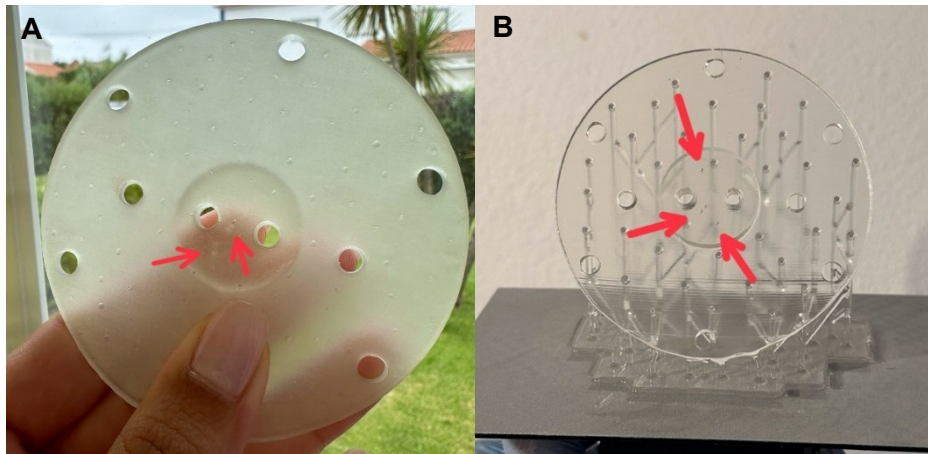


Figura 4.5. Interstícios no interior da Tampa. É possível verificar o surgimento destes defeitos em 2 iterações diferentes da mesma peça.

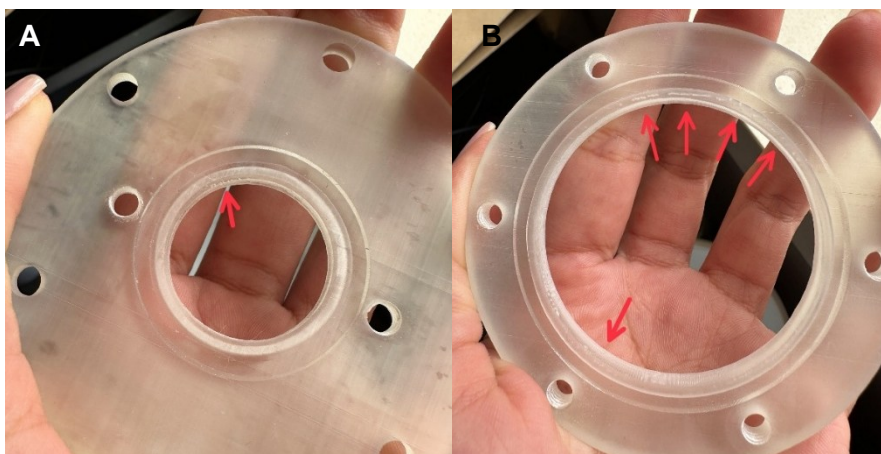


Figura 4.6. A. Interstícios no interior da Flange do Ventrículo; B. Interstícios no interior da Flange do Miocárdio.

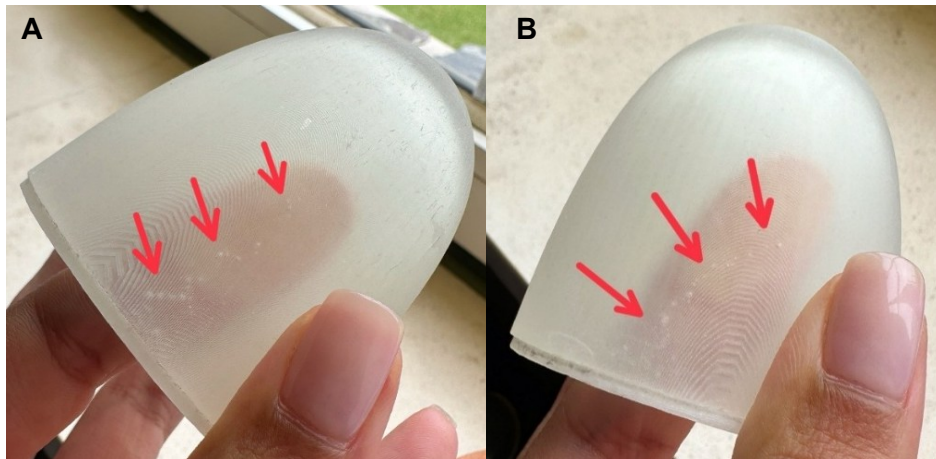


Figura 4.7. Interstícios na parede da Cavidade do Miocárdio. É possível verificar presença destes defeitos em 2 iterações diferentes da mesma peça.

Além dos defeitos anteriormente descritos, foi ainda possível observar marcas de camada na superfície das peças, que evidenciam o sentido de impressão. Este efeito, intrínseco ao processo de prototipagem por camada, sendo mais perceptível nas peças impressas em resina transparente do que nas peças fabricadas em resina cinzenta. Hatamikia et al. [52] destaca que estas marcas, resultantes da orientação impressão, podem influenciar tanto a integridade estrutural da peça como a homogeneidade do material, resultando em divergências na atenuação em aplicações de imagem médica. De forma consistente, Ma et al. [44], refere que as variações locais de densidade associadas a este tipo de fenómenos, afetam diretamente a resposta radiológica de materiais produzidos por MA, aspeto de particular relevância em aplicações de SPECT-MPI.

A atenuação destes defeitos foi alvo de análise. A literatura sugere que a otimização dos parâmetros de impressão como o *Bottom Exposure Time*, o *Z Lift Distance*, *Z Lift Speed* e o *Z Retract Speed*, bem como a correta orientação e posicionamento do componente na plataforma de impressão, contribuem para a sua mitigação, influenciando positivamente a homogeneidade do material e consequentemente da atenuação da radiação no mesmo [44][52].

4.2 Resultados do Pós-processamento e Acabamento

4.2.1. Tampa, Flanges e Cavidade do Ventrículo e Miocárdio

A Figura 4.8, apresenta os resultados do pós-processamento relativamente às peças constituintes do Protótipo. Devido à presença de pós cerâmicos na composição da resina cinzenta, as peças apresentam um acabamento superficial suave e liso, com elevado rigor geométrico, exigindo desta forma, um esforço mínimo na etapa de pós-processamento, sendo

apenas necessária especial atenção às zonas onde foi adicionado o material de suporte. No entanto, a opacidade desta resina constitui uma limitação ao manuseamento seguro do fantoma, uma vez que dificulta a visualização e, conseqüentemente, o seu correto preenchimento, aumentando conseqüentemente o tempo de exposição à radiação do técnico. Ainda assim, a impressão deste modelo foi de extrema importância, pois permitiu a deteção de diversos pontos a ter em atenção, que levaram à melhoria da conceção do fantoma final.

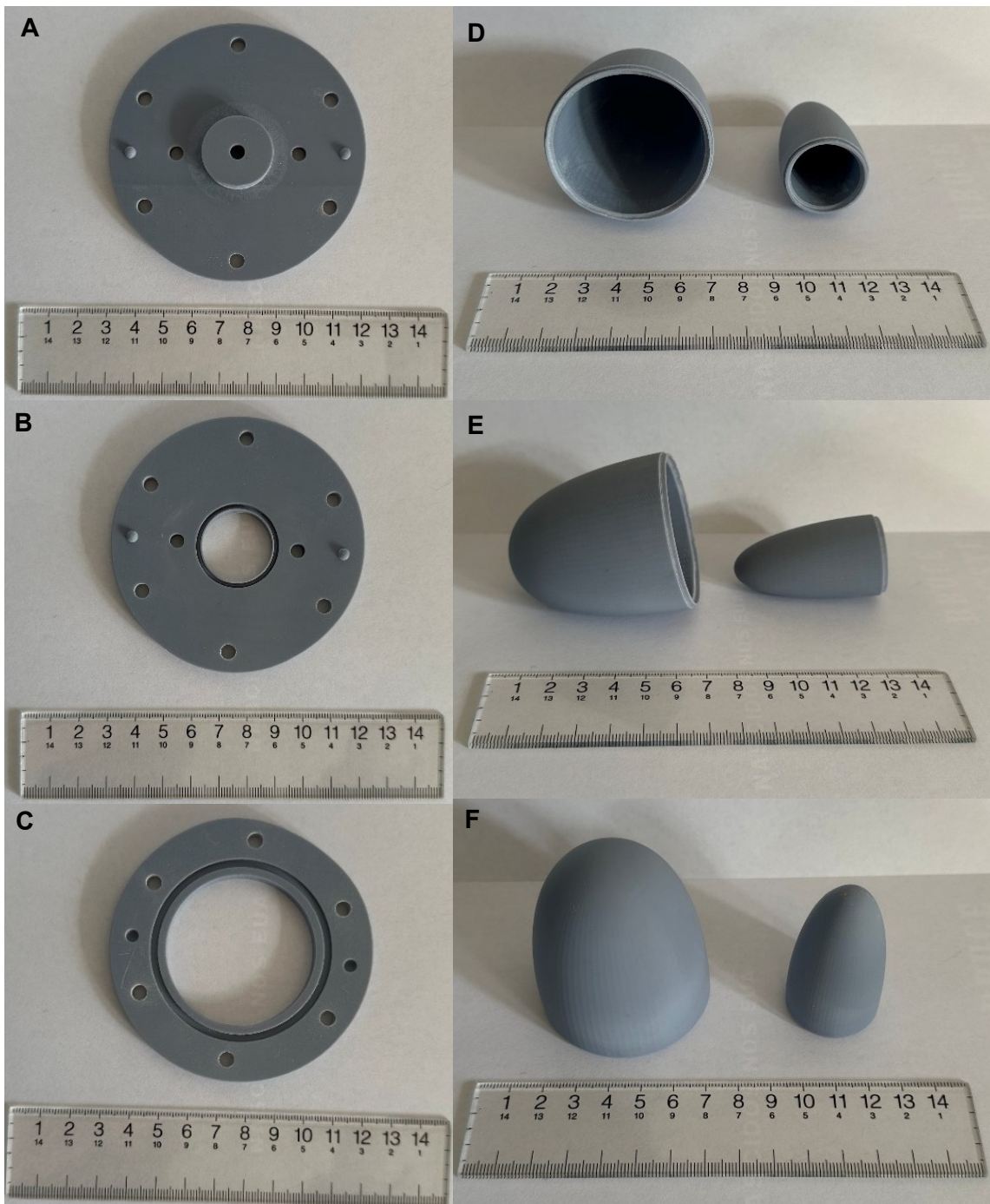


Figura 4.8. Peças constituintes do protótipo do Fantoma finalizadas. A. Tampa; B. Flange do Ventrículo; C. Flange do Miocárdio; D, E e F. Cavidade do Miocárdio (Esquerda) e cavidade do Ventrículo (Direita).

As peças constituintes do Fantoma, após a fase de pós processamento, são apresentadas na Figura 4.9. A reprodutibilidade e precisão da tecnologia DLP é mais uma vez demonstrada pelos resultados obtidos tanto para o Protótipo como para o Fantoma. As cavidades de ambos, sendo os elementos mais relevantes para este trabalho, possuem geometrias e dimensões com elevado grau de semelhança. As flanges e tampa do Protótipo, foram alvo de aprimoramento, nomeadamente a sua espessura foi reduzida, assim como o diâmetro exterior, dando origem aos elementos homólogos do Fantoma final.

Pela observação da Figura 4.9 A, é evidente o amarelecimento da resina transparente, resultado de um tempo excessivo de cura a que estas peças foram submetidas. Para além da alteração de cor, verificou-se empiricamente um aumento da fragilidade das peças com este aspeto, o que também é indesejável. Contudo, observou-se durante o decorrer do trabalho experimental que o amarelecimento tende a atenuar-se com tempo. Tendo em conta estas observações, o processo de cura das restantes peças, ilustradas na Figura 4.9 B, C, D e E, foi controlado, através da redução e alternância dos tempos de exposição à Luz UV. Embora a resina transparente proporcione um acabamento superficial satisfatório, contrariamente à resina utilizada no protótipo, requer maior atenção e cuidado no processo de lixagem e preparação da superfície para receber o acabamento final. Esta necessidade implica um maior dispêndio de tempo, aumentando globalmente o processo de produção das peças.

Embora a resina transparente tenha apresentado maior suscetibilidade a defeitos de impressão e marcas de camada, a sua utilização revelou-se vantajosa ao possibilitar a obtenção de peças translúcidas. Nesta fase, alcançou-se um nível de transparência suficiente para permitir a inspeção visual do interior do modelo, favorecendo a deteção de eventuais imperfeições. Não obstante, dado que a transparência constitui um requisito particularmente relevante para a aplicação em imagem médica, a etapa de acabamento superficial revelou-se indispensável para maximizar o desempenho do Fantoma.

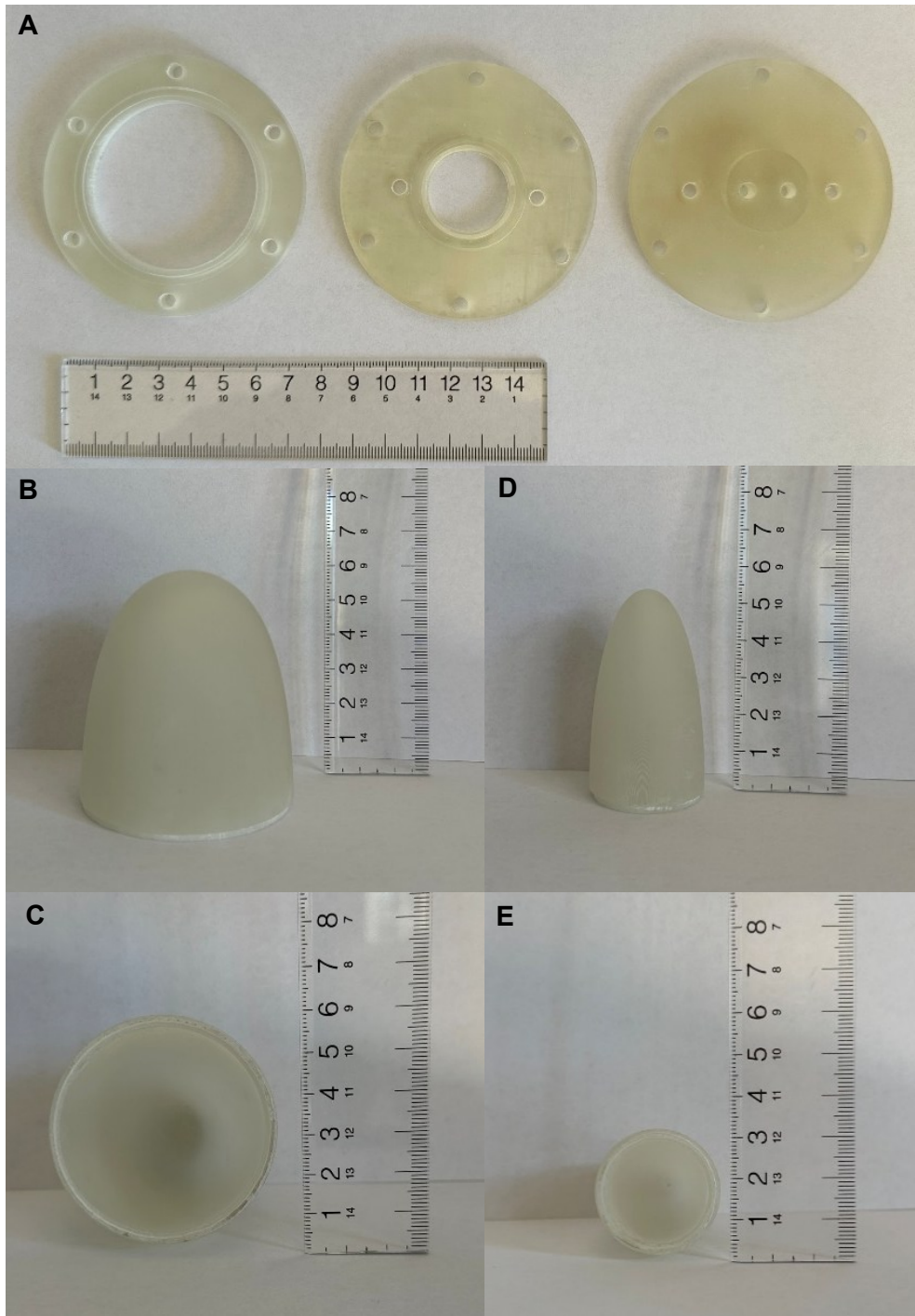


Figura 4.9. Peças constituintes do Fantoma. A. Da esquerda para a direita: Flange do Miocárdio, Flange do Ventrículo e Tampa; B e C. Cavidade do Miocárdio; D e E. Cavidade do Ventrículo. É de notar que as peças ainda não foram sujeitas à finalização com resina ou *spray* acrílico.

4.2.2. Elementos de fixação

Da mesma forma, os parafusos passam exatamente pelas mesmas etapas do processo enunciado. A cabeça dos parafusos é ligeiramente chanfrada durante a lixagem. O resultado dos parafusos é apresentado na Figura 4.10.

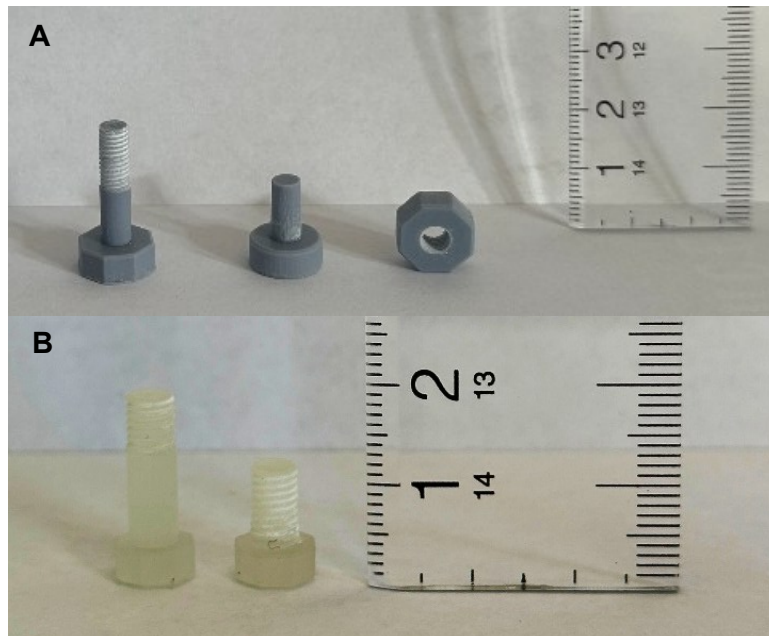


Figura 4.10. A. Parafuso, tampão e porca impressas em resina cinzenta, utilizados para fechar e isolar o protótipo do fantoma. B. Parafusos impressos em resina transparente utilizados para fechar e isolar o fantoma final.

Tal como as Flanges e Tampa do protótipo, os parafusos também foram otimizados. Embora a rosca estivesse já normalizada em ambos os modelos desenvolvidos neste trabalho, a cabeça dos parafusos do Protótipo não seguia as normas *standard*. No Fantoma final, recorreu-se a dimensões normalizadas para o desenho dos parafusos, permitindo reduzir as suas dimensões e, conseqüentemente, ajustar o diâmetro externo das Flanges e da Tampa. Adicionalmente, o tampão foi eliminado, sendo os orifícios de acesso às cavidades agora vedados diretamente por parafusos, cujo aperto é realizado diretamente na própria flange, eliminando a necessidade de porcas. Esta alteração representou uma melhoria significativa em termos de simplificação estrutural e de facilidade de montagem. Todas estas melhorias contribuem para a simplificação da estrutura do modelo, reduzindo o número de componentes e o volume total de material envolvido. Esta simplificação resulta numa configuração mais homogénea e compacta, com menor risco de artefactos indesejados durante a aquisição de imagem por SPECT-MPI.

4.2.3. Moldes das Juntas do Ventrículo e Miocárdio

Os resultados dos moldes das Juntas nesta são apresentados em seguida, na Figura 4.11. Consistente com os resultados obtidos para outros componentes dos modelos desenvolvidos, a qualidade dos detalhes e a fiabilidade geométrica obtidas por esta técnica de PR é demonstrada, independentemente da resina usada. Estes resultados reforçam a capacidade do processo de impressão em DLP para produzir geometrias complexas, possuindo elevado grau de detalhe, e de pequenas dimensões com elevado rigor, como é o caso do interior dos moldes.

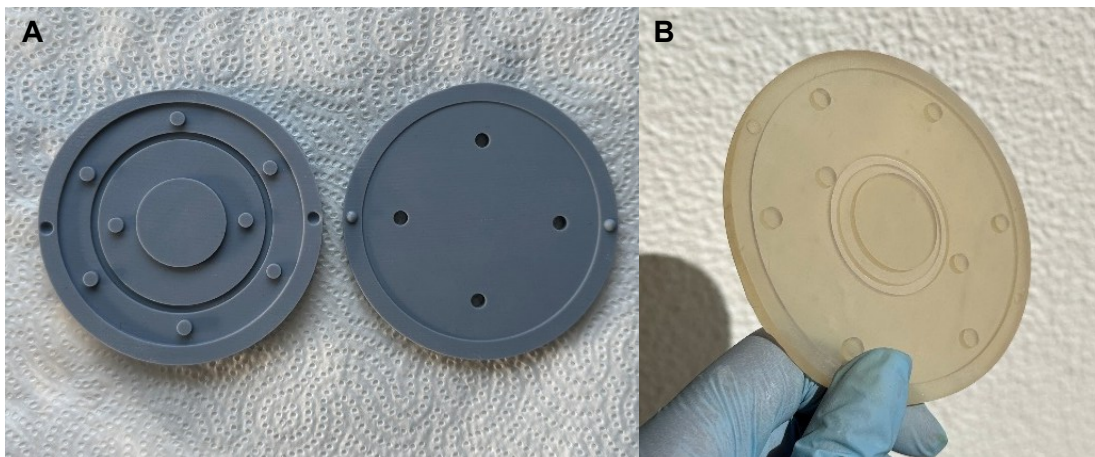


Figura 4.11. A. Moldes da Junta do Ventrículo impressos em resina cinzenta finalizados. B. Parte do molde da Junta do Ventrículo impressa em resina transparente e finalizado.

4.2.4. Acabamento

A Figura 4.12 apresenta os resultados obtidos para as duas opções apresentadas, sendo que na Figura 4.12 A, à esquerda mostra-se a aplicação de uma camada de *spray* acrílico transparente e à direita mostra-se a aplicação de uma camada de resina. É de notar que em comparação com a aplicação de *spray*, a finalização com resina oferece uma superfície mais polida e cristalina, uma vez que a resina preenche qualquer tipo sulco superficial originado pelo processo de lixagem. Contudo, a sua aplicação revelou-se mais complexa do que a utilização do *spray*, por questões relacionadas com a dificuldade em assegurar a correta e total polimerização da resina no interior das cavidades. Por sua vez, o *spray* acrílico, oferece bom acabamento sem aumentar a espessura do modelo, oferecendo uma aplicação mais uniforme e rápida, secando sem depender da luz LED UV e deixando o modelo com um bom grau de transparência tal como pretendido. Optou-se, no entanto, pela aplicação de uma a duas camadas do *spray* acrílico transparente. A finalização destas peças pode ser observada na Figura 4.12 B.

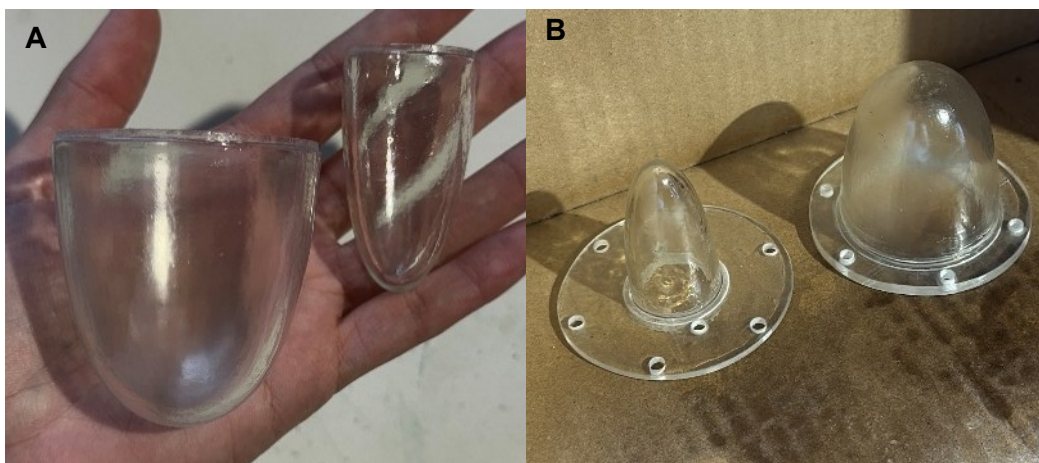


Figura 4.12. A. A Cavidade do Miocárdio (Esquerda) foi finalizada com uma camada de *spray* acrílico transparente. A Cavidade do Ventrículo (Direita) foi finalizada com uma camada de resina transparente. B. A Cavidade do Ventrículo (Esquerda) e a Cavidade do Miocárdio (Esquerda) com as respetivas flanges acopladas, coladas e finalizadas com *spray* acrílico transparente.

4.3 Juntas do Ventrículo e Miocárdio

Uma vez curado o silicone, as molas são retiradas permitindo a abertura dos moldes e consequente desmolde da Junta produzida, tal como demonstrado na Figura 4.13 A. Posteriormente o material em excesso (Figura 4.13 B) é retirado com o auxílio de um x-ato (Figura 4.13 C). O elevado rigor geométrico dos moldes promove um bom resultado no que concerne ao fabrico das juntas, verificando-se um bom encaixe das mesmas nas flanges e alinhamento de todos os furos permitindo a passagem justa e isolamento dos parafusos. Verifica-se deste modo, que foram produzidas uma Juntas uniformes e compactas, possuindo superfícies lisas e homogéneas garantindo desta forma um contacto eficaz e consequente isolamento do Fantoma final. A seleção do silicone transparente prende-se com a mesma necessidade de selecionar uma resina que permita obter um fantoma translucido.

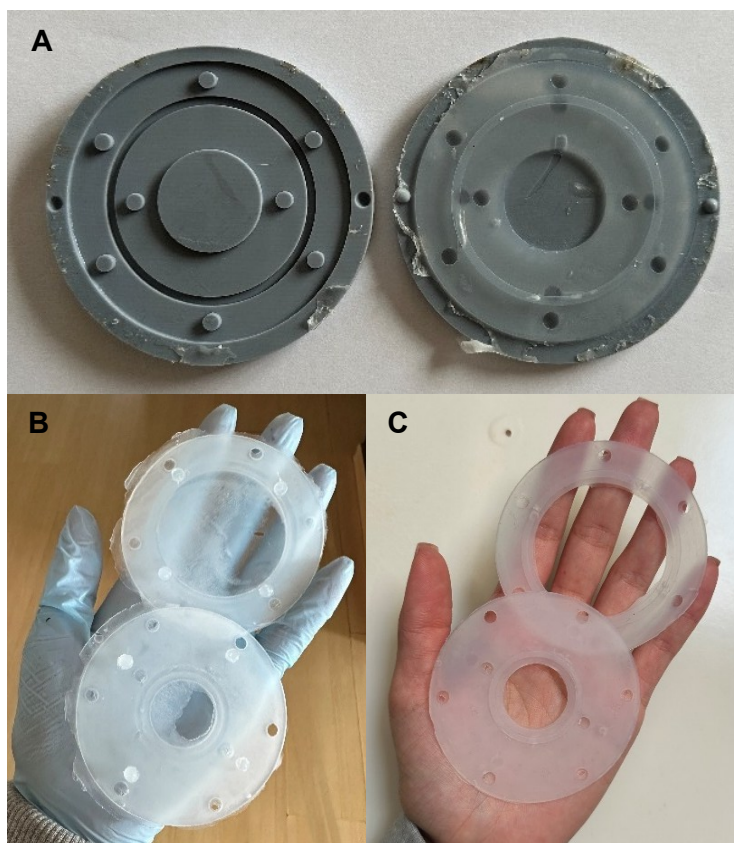


Figura 4.13. A. Moldes da Junta do Ventrículo do Fantoma impressos em resina cinzenta, e Junta do Ventrículo desmoldada, inserida no molde. A. Juntas do Ventrículo e do Miocárdio desmoldadas. B. Juntas do Ventrículo e Miocárdio aparadas e finalizadas.

4.4 Fantomas finalizados

Finalmente, os fantomas são montados, aparafusados e preenchidos com água. É de notar que todos dos parafusos ou tampões no caso do protótipo, foram envolvidos com fita PTFE, vulgar fita teflon, de forma a evitar fugas. A Cavidade do Ventrículo, dos fantomas foi preenchida com água através dos orifícios para tal destinados com o auxílio de uma seringa. Durante alguns dias, os fantomas cheios com água são colocados em diversas posições com o objetivo de detetar fugas, não tendo sido verificadas.

Pela observação da Figura 4.14, constata-se que através da aplicação da PR recorrendo à técnica de DLP, foi possível a produção de um Fantoma *homemade*, com um material translúcido, quase cristalino, mantendo um elevado rigor geométrico. Esta precisão permitiu que todas as superfícies e detalhes do modelo fossem reproduzidos de forma fiel, garantindo o fecho completo e o isolamento eficaz do Fantoma, cumprindo desta forma, os objetivos propostos para o trabalho. Este estudo teve o principal foco nas patologias associadas ao Miocárdio e por isso durante os testes apenas a cavidade correspondente foi preenchida e

testada. Contudo este fantoma foi projetado de forma a permitir preencher também a cavidade do Ventrículo, permitindo aumentar o número de hipóteses de teste.



Figura 4.14. Fantoma Final com a cavidade do Miocárdio preenchida com água. Posteriormente o fantoma foi preenchido com soro contendo o radioisótopo, estando pronto a ser testado.

A análise comparativa dos dois modelos produzidos revelou diferenças significativas relacionadas com o material utilizado. O Protótipo (Figura 4.15), apresentou vantagens no que diz respeito à robustez estrutural e à facilidade de impressão. Além disso, o acabamento superficial do modelo cinzento mostrou-se superior relativamente ao modelo transparente, apresentando menor rugosidade e não necessitando de finalização adicional com spray acrílico ou resina. Apesar da presença de pós cerâmicos na resina cinzenta, prevê-se que estes não causem interferência significativa, conforme discutido anteriormente. Contudo, a opacidade dificultou o preenchimento das cavidades e a deteção de bolhas no interior das paredes, limitando a capacidade de monitorização de defeitos internos.

Por outro lado, o Fantoma final produzido em resina transparente demonstrou-se mais adequado para a observação do interior do fantoma e para a verificação de bolhas ou interstícios, permitindo uma inspeção visual direta da integridade do modelo. A resina transparente, quase cristalina após o acabamento, garantiu elevado rigor geométrico,

reproduzindo de forma fiel superfícies da cavidade ventricular. Contudo, o seu manuseamento durante o processo de impressão exigiu maior cuidado e levou a um aumento do número de iterações para otimização dos parâmetros de impressão, revelando uma maior sensibilidade do material a variações de temperatura, velocidade e exposição durante o processo DLP.

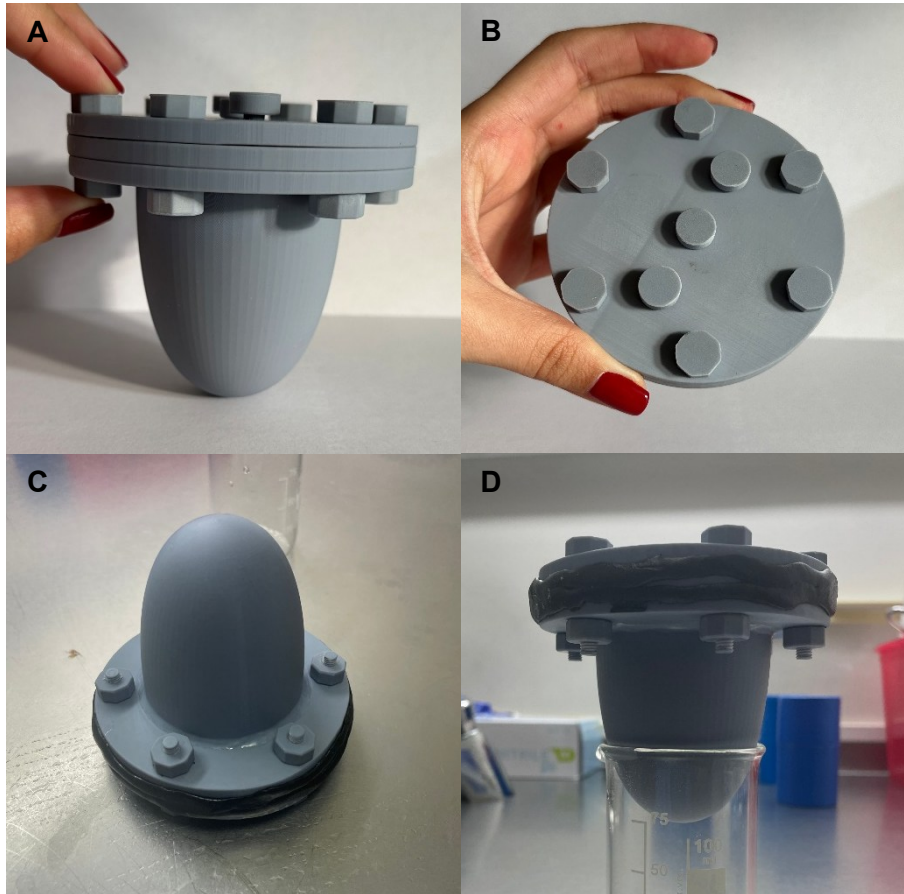


Figura 4.15. Protótipo do fantoma, impresso com resina cinzenta. Em A. E B. o protótipo ainda não possuía nenhum elemento de apoio à estanquidade. C e D. Protótipo com a cavidade do Miocárdio preenchida com água. Recorreu à fita botulínica para isolamento da cavidade.

Em termos de funcionalidade prática, ambos os modelos satisfizeram os requisitos de estanqueidade após preenchimento com água e não apresentaram fugas durante ensaios realizados.

Contudo, o modelo transparente demonstrou uma utilidade acrescida na inspeção visual do interior das cavidades, permitindo a identificação de bolhas de ar ou de preenchimentos incompletos, o que constitui uma vantagem relevante durante as fases de preparação e validação do fantoma. No entanto, o modelo produzido em resina cinzenta opaca destacou-se pela sua maior robustez estrutural e resistência mecânica, características particularmente vantajosas para utilização repetida, transporte e manuseamento em ambientes laboratoriais ou clínicos. Apesar de a translucidez facilitar a monitorização interna do modelo, a

durabilidade, estabilidade dimensional e resistência do fantoma opaco tornam-no mais adequado para ensaios imagiológicos que envolvam manipulação frequente ou exposições sucessivas, como é o caso dos protocolos de aquisição em SPECT-MPI. Assim, a seleção do material deverá ser realizada tendo em consideração um compromisso entre a necessidade de inspeção visual do interior do fantoma e os requisitos operacionais, estruturais e de durabilidade associados à aplicação específica pretendida.

Adicionalmente, é possível identificar diversos pontos de melhoria entre o modelo produzido com a resina cinzenta opaca, a primeira iteração deste trabalho, e o modelo final obtido com resina transparente. Durante o projeto do protótipo, não foi considerada a normalização do dimensionamento das cabeças dos parafusos e respetivas porcas, o que resultou em elementos com dimensões superiores ao necessário. No modelo final, esta questão foi devidamente integrada no processo de conceção, permitindo a redução significativa das dimensões destes componentes, mantendo simultaneamente a funcionalidade e facilitando o seu aperto. As porcas foram eliminadas, uma vez que os parafusos passaram a fixar diretamente na flange do miocárdio. Estas melhorias contribuíram para mitigar o aparecimento de eventuais artefactos nas imagens adquiridas.

No que respeita ao isolamento das cavidades, a utilização da *tacky tape* no primeiro modelo, dificulta o controlo da sua expansão, podendo esta invadir as cavidades e comprometer os respetivos volumes. No fantoma transparente, este problema foi ultrapassado através da implementação de juntas personalizadas, concebidas especificamente para esse fim, apresentando elevado rigor geométrico e uniformidade. Relativamente aos tampões cónicos utilizados para o isolamento dos orifícios de acesso às cavidades do fantoma produzido com resina cinzenta, apesar de cumprirem com a sua função, não oferecem a robustez necessária para uma utilização segura. Estes foram substituídos por parafusos milimétricos envolvidos em fita teflon, proporcionando um isolamento mais eficaz, prático e seguro.

Foram também implementadas otimizações geométricas nas tampa e flange do ventrículo do modelo final, cuja espessura de 5mm para 3mm. Esta alteração refletiu-se na otimização do processo de impressão das mesmas, reduzindo o tempo total de fabrico e o volume de resina necessário.

Ambos os modelos cumprem. desenvolvidos satisfazem os requisitos funcionais definidos para o projeto, à exceção da correspondência dimensional com fantasmas comerciais homologados, limitação esta já discutida e diretamente associada às capacidades intrínsecas do equipamento utilizado.

5 Limitações e perspectivas futuras

Apesar dos avanços significativos na área da imagiologia nuclear, verifica-se ainda uma escassez de estudos direcionados especificamente à aplicação da técnica de SPECT-MPI com recurso a fantomas. Para além desta lacuna, verifica-se igualmente uma limitada investigação no que diz respeito às propriedades dos materiais utilizados no fabrico de fantomas, nomeadamente no que se refere à sua interação com a radiação gama, fator determinante para a precisão e fiabilidade dos resultados.

O principal objetivo deste trabalho consistiu no desenvolvimento e fabrico de um fantoma cardíaco antropomórfico com recurso à modelação CAD e impressão 3D, não incluindo, por limitação de tempo e recursos, uma caracterização detalhada da interação da radiação com os materiais utilizados. No entanto, este aspeto poderá ser explorado em trabalhos futuros, através de simulações de Monte Carlo, as quais permitirão avaliar a interação da radiação gama com os materiais utilizados, complementando a validação do modelo físico desenvolvido.

A seleção da técnica de PR mais adequada demonstrou-se desafiante, devido à grande preocupação relacionada com a interação da radiação com a matéria. A preferência pela tecnologia de FPC, mais concretamente pela técnica de DLP, foi motivada pela necessidade de garantir a inexistência de porosidade. No entanto, durante a impressão do Fantoma, utilizando resina transparente, surgiram alguns defeitos de impressão, potencialmente capazes de provocar enviesamento dos resultados obtidos em testes imagiológicos, apesar da sua dimensão ser inferior ao limite de resolução típico dos equipamentos de SPECT. Estes defeitos refletem as limitações intrínsecas da impressão por camadas e da técnica DLP na obtenção de camadas contínuas e homogéneas.

Apesar dos resultados promissores, os modelos de fantoma desenvolvidos não foram ainda testados em protocolos clínicos de aquisição SPECT-MPI. Futuramente, será importante ultrapassar estas restrições, explorando outros materiais e técnicas de FPC, geometrias e comparações com fantomas certificados e disponíveis no mercado. A utilização da tecnologia CLIP, representa uma alternativa promissora para trabalhos futuros, uma vez que possibilita um processo de impressão contínuo, mitigando desta forma o aparecimento de bolhas, através da interface contínua de resina não polimerizada, resultante da janela permeável ao oxigénio que inibe a fotopolimerização por radicais.

Futuramente, seria igualmente pertinente investigar alternativas ao preenchimento da cavidade com água, permitindo a utilização de fluidos com densidade ajustável de forma a aproximar a atenuação à do miocárdio. Esta abordagem poderá contribuir para uma avaliação

mais precisa da atenuação da radiação nos tecidos, melhorando a fiabilidade dos estudos de perfusão miocárdica.

No que diz respeito à segurança durante o manuseamento, o fantoma deverá estar em conformidade com as normas e especificações vigentes, incluindo as regras de boas práticas de proteção radiológica. Neste contexto, a dosimetria associada ao manuseamento do fantoma deverá ser avaliada. Além disso, recomenda-se o desenvolvimento de um suporte específico que facilite o enchimento do fantoma e que, simultaneamente, permita o ajuste preciso da sua posição na *gantry* do equipamento. Estes aspetos assim como o aprimoramento do isolamento e dos elementos de fixação, deverá ser considerado em futuras implementações, assegurando que os modelos desenvolvidos sejam seguros e adequados para utilização em ambientes de investigação.

6 Conclusões

No âmbito deste trabalho, foi desenvolvido um fantoma cardíaco antropomórfico para avaliação da perfusão miocárdica por SPECT-MPI, abrangendo todas as fases do processo desde o desenho do modelo digital até ao fabrico recorrendo à MA. O *design* das peças e respetivos moldes foi realizado em ambiente CAD (*SolidWorks*), sendo posteriormente preparado para impressão recorrendo à técnica DLP, com definição dos parâmetros de impressão e material de suporte. Com base nesta metodologia, foi possível produzir duas versões distintas do fantoma, demonstrando não só a reprodutibilidade do processo, mas também a sua flexibilidade na adaptação a diferentes requisitos técnicos ou experimentais. Esta capacidade de gerar múltiplas variantes físicas de um mesmo modelo base reforça a viabilidade da abordagem adotada e evidencia o seu potencial para ser replicada ou ajustada em diferentes contextos clínicos e/ou laboratoriais.

A PR revelou-se uma alternativa viável e acessível, oferecendo vantagens em termos de rapidez, precisão e flexibilidade de conceção, permitindo a produção de fantasmas adaptáveis a diferentes necessidades. Os resultados obtidos destacam-se pelo elevado rigor geométrico e dimensional e consistência entre modelos desenvolvidos. O Protótipo, fabricado em resina cinzenta opaca, demonstrou-se particularmente adequado para utilização intensiva, transporte e manuseamento no contexto laboratorial e clínico, devido à resistência mecânica superior e estabilidade estrutural, associadas a esta resina. Já a resina transparente utilizada na produção do Fantoma final, distingue-se na medida em que a sua translucidez possibilita a monitorização direta do interior das cavidades, facilitando a identificação de bolhas ou preenchimentos incompletos. Esta propriedade constitui uma vantagem adicional, uma vez que, simplifica o processo de preenchimento e verificação, facilita o manuseamento e contribui para a diminuição do tempo de exposição do técnico à radiação. Deste modo, a seleção do material deverá resultar da avaliação que contemple, para além dos requisitos operacionais e estruturais associados à aplicação pretendida, a capacidade de inspeção visual, resistência mecânica, durabilidade e funcionalidade.

O levantamento teórico realizado permitiu identificar lacunas relevantes na literatura, como a escassez de estudos específicos sobre a aplicação de SPECT-MPI com recurso a fantasmas e a limitada investigação sobre as propriedades físico-químicas dos materiais utilizados, em particular a sua interação com a radiação gama. O presente trabalho experimental procurou dar resposta a estas necessidades, propondo e implementando uma abordagem prática, reprodutível e acessível para o fabrico de modelos anatómicos com potencial de aplicação em estudos de perfusão miocárdica por SPECT-MPI. Apesar dos

desafios inerentes à impressão por camadas e à técnica DLP, a metodologia adotada demonstrou ser viável e eficaz, permitindo alcançar os objetivos propostos, e reforçando a aplicabilidade da impressão 3D para a produção de fantomas antropomórficos.

Em suma, a metodologia seguida e os modelos de fantoma que dela resultam, reforçam o potencial de aplicação na área de medicina nuclear, nomeadamente no desenvolvimento de fantomas personalizados e adaptáveis a diferentes contextos de investigação. Estes modelos permitem estabelecer um *ground truth*, proporcionando um ambiente controlado e replicável, essencial para a avaliação sistemática da qualidade de imagem e da atenuação da radiação nos tecidos. Futuramente, a evolução destes modelos poderá contribuir para uma avaliação mais rigorosa da função do VE, otimização dos protocolos de imagem e, em última instância, para a melhoria do diagnóstico e tratamento das doenças cardiovasculares.

Referências

- [1] World Health Organization. Cardiovascular diseases (CVDs) 2021. [https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds)) (accessed June 10, 2025).
- [2] Byrne RA, Rossello X, Coughlan JJ, Barbato E, Berry C, Chieffo A, et al. 2023 ESC Guidelines for the management of acute coronary syndromes. *Eur Heart J* 2023;44:3720–826. <https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehad191>.
- [3] Cassar A, Holmes DR, Rihal CS, Gersh BJ. Chronic coronary artery disease: Diagnosis and management. *Mayo Clin Proc*, vol. 84, Elsevier Ltd; 2009, p. 1130–46. <https://doi.org/10.4065/mcp.2009.0391>.
- [4] Fernandes J, Ferreira MJ, Leite L. Update on myocardial blood flow quantification by positron emission tomography. *Revista Portuguesa de Cardiologia* 2020;39:37–46. <https://doi.org/10.1016/j.repc.2019.05.014>.
- [5] Elendu C, Amaechi DC, Elendu TC, Jingwa KA, Okoye OK, Fiomotonghan BE, et al. Relationship between stress and coronary artery disease: A comprehensive review. *Medicine* 2024;103:e37066. <https://doi.org/10.1097/MD.00000000000037066>.
- [6] Boschi A, Uccelli L, Marvelli L, Cittanti C, Giganti M, Martini P. Technetium-99m Radiopharmaceuticals for Ideal Myocardial Perfusion Imaging: Lost and Found Opportunities. *Molecules* 2022;27. <https://doi.org/10.3390/molecules27041188>.
- [7] Abbas A, Raza A, Ullah M, Hendi AA, Akbar F, Khan SU, et al. A Comprehensive Review: Epidemiological Strategies, Catheterization and Biomarkers used as a Bioweapon in Diagnosis and Management of Cardio Vascular Diseases. *Curr Probl Cardiol* 2023;48. <https://doi.org/10.1016/j.cpcardiol.2023.101661>.
- [8] Läppchen T, Meier LP, Füstner M, Prenosil GA, Krause T, Rominger A, et al. 3D printing of radioactive phantoms for nuclear medicine imaging. *EJNMMI Phys* 2020;7. <https://doi.org/10.1186/s40658-020-00292-0>.
- [9] Li DL, Kronenberg MW. Myocardial Perfusion and Viability Imaging in Coronary Artery Disease: Clinical Value in Diagnosis, Prognosis, and Therapeutic Guidance. *American Journal of Medicine* 2021;134:968–75. <https://doi.org/10.1016/j.amjmed.2021.03.011>.
- [10] Matsutomo N, Seki H, Hishikawa M, Motegi K, Yamamoto T. Technical Note: Development of an ischemic defect model insert attachable to a commercially available myocardial phantom. *Med Phys* 2020;47:4340–7. <https://doi.org/10.1002/mp.14296>.

- [11] Hutton BF. SPECT Imaging: Basics and New Trends. Handbook of Particle Detection and Imaging, Springer; 2012, p. 918–33. https://doi.org/10.1007/978-3-642-13271-1_37.
- [12] Bruyant PP. Analytic and Iterative Reconstruction Algorithms in SPECT. Journal of Nuclear Medicine 2002;10:1343–58.
- [13] Staff NRCouncil. Mathematics and Physics of Emerging Biomedical Imaging. National Academies Press; 1996.
- [14] J. Jaszczak R, Coleman RE. Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT) Principles and Instrumentation. Duke University Medical Center 1985.
- [15] Alqahtani FF. SPECT/CT and PET/CT, related radiopharmaceuticals, and areas of application and comparison. Saudi Pharmaceutical Journal 2023;31:312–28. <https://doi.org/10.1016/j.jsps.2022.12.013>.
- [16] Piekarski E, Manrique A, Rouzet F, Le Guludec D. Current Status of Myocardial Perfusion Imaging With New SPECT/CT Cameras. Semin Nucl Med 2020;50:219–26. <https://doi.org/10.1053/j.semnuclmed.2020.02.009>.
- [17] Hung GU, Wang YF, Su HY, Hsieh TC, Ko CL, Yen RF. New trends in radionuclide myocardial perfusion imaging. Acta Cardiol Sin 2016;32:156–66. <https://doi.org/10.6515/ACS20150803A>.
- [18] Henzlova MJ, Duvall WL. The future of SPECT MPI: Time and dose reduction. Journal of Nuclear Cardiology 2011;18:580–7. <https://doi.org/10.1007/s12350-011-9401-0>.
- [19] Krakovich A, Zaretsky U, Moalem I, Naimushin A, Rozen E, Scheinowitz M, et al. A new cardiac phantom for dynamic SPECT. Journal of Nuclear Cardiology 2021;28:2299–309. <https://doi.org/10.1007/s12350-020-02028-0>.
- [20] Kamphuis ME, de Vries GJ, Kuipers H, Saaltink M, Verschoor J, Greuter MJW, et al. Development of a dedicated 3D printed myocardial perfusion phantom: proof-of-concept in dynamic SPECT. Med Biol Eng Comput 2022;60:1541–50. <https://doi.org/10.1007/s11517-021-02490-z>.
- [21] Jain D, Aronow WS. Noninvasive Diagnostic Modalities for the Evaluation of Coronary Artery Disease. Translational Research in Coronary Artery Disease: Pathophysiology to Treatment, Elsevier Inc.; 2016, p. 125–39. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-802385-3.00011-5>.

- [22] Bidesi NSR, Vang Andersen I, Windhorst AD, Shalgunov V, Herth MM. The role of neuroimaging in Parkinson's disease. *J Neurochem* 2021;159:660–89. <https://doi.org/10.1111/jnc.15516>.
- [23] Santarelli MF, Mori A, Bertasi M, Positano V, Gimelli A, Scipioni M, et al. Czt detectors-based spect imaging: How detector and collimator arrangement can determine the overall performance of the tomograph. *Electronics (Switzerland)* 2021;10. <https://doi.org/10.3390/electronics10182230>.
- [24] Sogbein OO, Pelletier-Galarneau M, Schindler TH, Wei L, Wells RG, Ruddy TD. New SPECT and PET radiopharmaceuticals for imaging cardiovascular disease. *Biomed Res Int* 2014;2014. <https://doi.org/10.1155/2014/942960>.
- [25] Banerjee S, Raghavan M, Pillai A, Ramamoorthy N. Evolution of Tc-99m in Diagnostic Radiopharmaceuticals. 2001. <https://doi.org/https://doi.org/10.1053/snuc.2001.26205>.
- [26] Groch MW. Radioactive Decay. *RadioGraphics* 1998;18:1247–56. <https://doi.org/https://doi.org/10.1148/radiographics.18.5.9747617>.
- [27] Kiss J, Balkay L, Kukuts K, Miko M, Forgacs A, Trencsenyi G, et al. 3D printed anthropomorphic left ventricular myocardial phantom for nuclear medicine imaging applications. *EJNMMI Phys* 2022;9. <https://doi.org/10.1186/s40658-022-00461-3>.
- [28] Hazelaar C, Van Eijnatten M, Dahele M, Wolff J, Forouzanfar T, Slotman B, et al. Using 3D printing techniques to create an anthropomorphic thorax phantom for medical imaging purposes. *Med Phys* 2018;45:92–100. <https://doi.org/10.1002/mp.12644>.
- [29] Abdullah KA, McEntee MF, Reed W, Kench PL. Development of an organ-specific insert phantom generated using a 3D printer for investigations of cardiac computed tomography protocols. *J Med Radiat Sci* 2018;65:175–83. <https://doi.org/10.1002/jmrs.279>.
- [30] De Schepper S, Gnanasegaran G, Dickson JC, Van den Wyngaert T. Absolute quantification in diagnostic spect/ct: The phantom premise. *Diagnostics* 2021;11. <https://doi.org/10.3390/diagnostics11122333>.
- [31] Domingues JS, Vale MDP, Martinez CB. New Mathematical Model for the Surface Area of the Left Ventricle by the Truncated Prolate Spheroid. *Scientific World Journal* 2017;2017. <https://doi.org/10.1155/2017/6981515>.
- [32] Ngo TD, Kashani A, Imbalzano G, Nguyen KTQ, Hui D. Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges. *Compos B Eng* 2018;143:172–96. <https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2018.02.012>.

- [33] Gharleghi R, Dessalles CA, Lal R, McCraith S, Sarathy K, Jepson N, et al. 3D Printing for Cardiovascular Applications: From End-to-End Processes to Emerging Developments. *Ann Biomed Eng* 2021;49:1598–618. <https://doi.org/10.1007/s10439-021-02784-1>.
- [34] Salmi M. Additive manufacturing processes in medical applications. *Materials* 2021;14:1–16. <https://doi.org/10.3390/ma14010191>.
- [35] Li Y, Zhang X, Zhang X, Zhang Y, Hou D. Recent Progress of the Vat Photopolymerization Technique in Tissue Engineering: A Brief Review of Mechanisms, Methods, Materials, and Applications. *Polymers (Basel)* 2023;15. <https://doi.org/10.3390/polym15193940>.
- [36] Xu X, Awad A, Robles-Martinez P, Gaisford S, Goyanes A, Basit AW. Vat photopolymerization 3D printing for advanced drug delivery and medical device applications. *Journal of Controlled Release* 2021;329:743–57. <https://doi.org/10.1016/J.JCONREL.2020.10.008>.
- [37] Leary M, Kron T, Keller C, Franich R, Lonski P, Subic A, et al. Additive manufacture of custom radiation dosimetry phantoms: An automated method compatible with commercial polymer 3D printers. *Mater Des* 2015;86:487–99. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2015.07.052>.
- [38] Bagheri A, Jin J. Photopolymerization in 3D Printing 2019.
- [39] Filippou V, Tsoumpas C. Recent advances on the development of phantoms using 3D printing for imaging with CT, MRI, PET, SPECT, and ultrasound. *Med Phys* 2018;45:e740–60. <https://doi.org/10.1002/mp.13058>.
- [40] Bahati D, Bricha M, El Mabrouk K. Vat Photopolymerization Additive Manufacturing Technology for Bone Tissue Engineering Applications. *Adv Eng Mater* 2023;25. <https://doi.org/10.1002/adem.202200859>.
- [41] Bao Y. Recent Trends in Advanced Photoinitiators for Vat Photopolymerization 3D Printing. *Macromol Rapid Commun* 2022;43. <https://doi.org/10.1002/marc.202200202>.
- [42] Guerra AJ, Lara-Padilla H, Becker ML, Rodriguez CA, Dean D. Photopolymerizable Resins for 3D-Printing Solid-Cured Tissue Engineered Implants. *Curr Drug Targets* 2019;20:823–38. <https://doi.org/10.2174/1389450120666190114122815>.
- [43] Pagac M, Hajnys J, Ma QP, Jancar L, Jansa J, Stefek P, et al. A review of vat photopolymerization technology: Materials, applications, challenges, and future trends of 3d printing. *Polymers (Basel)* 2021;13:1–20. <https://doi.org/10.3390/polym13040598>.

- [44] Ma X, Buschmann M, Unger E, Homolka P. Classification of X-Ray Attenuation Properties of Additive Manufacturing and 3D Printing Materials Using Computed Tomography From 70 to 140 kVp. *Front Bioeng Biotechnol* 2021;9. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2021.763960>.
- [45] DataSpectrum. Cardiac Insert with Fillable & Solid Defect Sets [technical manual] 2025.
- [46] Kyoto Kagaku. Myocardial SPECT Phantom HL [technical manual]. 2020.
- [47] Morais S. *Desenho Técnico Básico 3*. Porto Editora; 2006.
- [48] Hassaballah AI, Hassan MA, Mardi AN, Hamdi M. An inverse finite element method for determining the tissue compressibility of human left ventricular wall during the cardiac cycle. *PLoS One* 2013;8. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0082703>.
- [49] Anycubic. DLP Craftsman Resin n.d. <https://store.anycubic.com/products/dlp-craftsman-resin> (accessed April 2, 2024).
- [50] Anycubic. Standard Resin n.d. <https://store.anycubic.com/products/colored-uv-resin?variant=34622234362018> (accessed February 26, 2025).
- [51] Tumbleston JR, Shirvanyants D, Ermoshkin N, Januszewicz R, Johnson AR, Kelly D, et al. Continuous liquid interface production of 3D objects. *Science* (1979) 2015;347:1349–52. <https://doi.org/10.1126/science.aaa2397>.
- [52] Hatamikia S, Oberoi G, Zacher A, Kronreif G, Birkfellner W, Kettenbach J, et al. Additively manufactured test phantoms for mimicking soft tissue radiation attenuation in CBCT using Polyjet technology. *Z Med Phys* 2023;33:168–81. <https://doi.org/10.1016/j.zemedi.2022.05.002>.