

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ
ESCOLA POLITÉCNICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE**

LORENA MARIA DERING

**CONFECÇÃO E AVALIAÇÃO DE BIOMODELOS 3D DE ANEURISMAS
INTRACRANIANOS POR MANUFATURA ADITIVA A PARTIR DE ANGIOGRAFIA
ROTACIONAL COM RECONSTRUÇÃO TRIDIMENSIONAL**

CURITIBA

2023

LORENA MARIA DERING

**CONFECÇÃO E AVALIAÇÃO DE BIOMODELOS 3D DE ANEURISMAS
INTRACRANIANOS POR MANUFATURA ADITIVA A PARTIR DE ANGIOGRAFIA
ROTACIONAL COM RECONSTRUÇÃO TRIDIMENSIONAL**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre.

Orientadora: Prof^a. Dra. Mauren Abreu de Souza
Co-orientador: Prof. Dr. André Giacomelli Leal

CURITIBA

2023

Dados da Catalogação na Publicação
Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Sistema Integrado de Bibliotecas – SIBI/PUCPR
Biblioteca Central
Edilene de Oliveira dos Santos CRB-9 /1636

D433c
2023 Dering, Lorena Maria
 Confecção e avaliação de biomodelos 3D de aneurismas intracranianos por
 por manufatura aditiva a partir de angiografia rotacional com reconstrução
 tridimensional / Lorena Maria Dering ; orientadora: Mauren Abreu de Souza ;
 coorientador: André Giacomelli Leal. -- 2023
 82 f. ; il. : 30 cm

 Dissertação (mestrado) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná,
 Curitiba, 2023
 Inclui bibliografia

 1. Tecnologia médica. 2. Impressão tridimensional. 3. Modelos anatômicos.
 4. Aneurisma. 5. Microcirurgia. I. Souza, Mauren Abreu de. II. Leal, André
 Giacomelli. III. Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Programa de
 Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde. IV. Título.

CDD. 20. ed. – 610.28



TERMO DE APROVAÇÃO DE DISSERTAÇÃO Nº 319

A Dissertação de Mestrado intitulada: **“AVALIAÇÃO E CONFECÇÃO DE BIOMODELOS 3D DE ANEURISMAS INTRACRANIANOS POR MANUFATURA ADITIVA A PARTIR DE ANGIOGRAFIA ROTACIONAL COM RECONSTRUÇÃO TRIDIMENSIONAL”**, defendida em sessão pública pelo(a) candidato(a) **Lorena Maria Dering**, no dia **28 de abril de 2023**, foi julgada para a obtenção do grau de Mestre em Tecnologia em Saúde, e aprovado em sua forma final, pelo Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde.

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Mauren Abreu de Souza – (PUCPR)

Prof. Dr. Beatriz Luci Fernandes – (PUCPR)

Prof. Dr. Pedro Yoshito Noritomi - (CTI Renato Archer)

Prof. Dr. Maria Fernanda Pioli Torres (UFPR)

A via original deste documento encontra-se arquivada na Secretaria do Programa, contendo a assinatura da Coordenação após a entrega da versão corrigida do trabalho.

Curitiba, 26 de maio de 2023

Prof. Dr. Percy Nohama
**Coordenador do Programa de
Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde
PUCPR**

AGRADECIMENTOS

A presente dissertação de mestrado não seria concluída se não fosse o precioso apoio de diversas pessoas.

Primeiramente, não posso deixar de agradecer à minha família. Aos meus pais, Tania e Jorge, à minha irmã, Bruna, e à minha namorada, Aluska por todo apoio incondicional ao longo dessa caminhada.

Agradeço aos meus orientadores, Professora Mauren Abreu de Souza e André Giacomelli Leal, por toda paciência, empenho e dedicação ao me orientar neste trabalho.

Aos meus colegas do Instituto de Neurologia de Curitiba, especialmente ao Matheus Kahakura Franco Pedro, por toda sua contribuição.

A todos os professores do Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, por todo o conhecimento transmitido ao longo desses anos.

A todos os meus amigos que se fizeram presentes de alguma forma.

Ao ensino público de qualidade, que me trouxe até aqui.

RESUMO

A Manufatura Aditiva (MA), popularmente conhecida como “impressão 3D”, engloba um conjunto de tecnologias que fabricam objetos tridimensionais pela sucessiva adição de camadas, a partir de informações de uma representação geométrica tridimensional. Além das diversas áreas em que é utilizada, nos últimos anos, essa tecnologia tem ganhado espaço nas aplicações em saúde. Além da produção de equipamentos médicos e implantes, a MA pode reproduzir modelos anatômicos precisos e específicos para a visualização de órgãos e estruturas, denominados de biomodelos 3D. A utilização de biomodelos traz como vantagens: redução dos custos de cirurgia, relacionada a diminuição do tempo destas, devido ao planejamento cirúrgico com o uso dos biomodelos; facilita a comunicação entre médico e paciente, pois o uso de biomodelos mostrou-se benéfico para o entendimento acerca da doença pelo paciente, que se sente mais bem informado sobre os processos que envolverão seu tratamento. Dentre os biomodelos médicos, alguns autores já descreveram a impressão de biomodelos 3D de aneurismas intracranianos (AI) paciente-específicos, os quais se mostraram úteis para a otimização do planejamento cirúrgico, podendo até reduzir o tempo das cirurgias de clipagem de aneurismas. Assim, esse estudo teve por objetivo desenvolver o processo de modelagem e manufatura aditiva de biomodelos 3D de aneurismas intracranianos paciente-específicos, a partir de exames de angiografia rotacional com reconstrução tridimensional, utilizando a comparação por meio de diferentes técnicas e materiais. Para tal, foram selecionados 5 exames de imagem de 3D-RA de pacientes com aneurismas, atendidos no Instituto de Neurologia de Curitiba. A partir destas imagens, foram desenvolvidas a modelagem e a impressão 3D de biomodelos de aneurismas flexíveis, utilizando duas metodologias diferentes de MA: a fotopolimerização em cuba e a modelagem por fusão e deposição, sendo esta última já descrita na literatura e será utilizada como parâmetro de comparação. Os biomodelos resultantes das duas técnicas foram avaliados em três quesitos diferentes: (1) avaliação metodológica; (2) comparação morfológica entre biomodelo digital e biomodelo impresso; e (3) utilização no treinamento cirúrgico, onde foi avaliada sua usabilidade como biomodelo de treinamento. Os biomodelos produzidos por fotopolimerização em cuba, com resina flexível, mostraram-se superiores aos biomodelos anteriormente descritos em todos os aspectos avaliados, principalmente no que se refere ao tempo de produção, com uma diferença de 4 horas quando comparados os métodos. Ao desenvolver o processo de modelagem e manufatura dos AI paciente-específicos, foi possível a comparação entre diferentes técnicas e materiais de MA. Adicionalmente, foi validada a utilização de *softwares* de modelagem e segmentação 3D, estabelecendo uma metodologia e um protocolo para a confecção de biomodelos de AI flexíveis, que podem ser utilizados como ferramenta auxiliar no treinamento cirúrgico de novos profissionais.

Palavras-chave: Impressão 3D; Biomodelos; Aneurismas.

ABSTRACT

Additive Manufacturing (AM), popularly known as “3D printing”, encompasses a set of technologies that manufacture three-dimensional objects by successively adding statements, based on information from a three-dimensional graphic representation. In addition to the various areas in which it is used, in recent years this technology has gained space in health applications. In addition to the production of medical equipment and implants, AM can reproduce precise anatomical models for the visualization of organs and structures, called 3D biomodels. The use of biomodels brings the following advantages: reduction of surgery costs, related to the reduction of their time, due to hospital planning with the use of biomodels; facilitate communication between doctor and patient, as the use of biomodels, proved to be beneficial for the understanding of the disease by the patient, who feels better informed about the processes that involve its treatment. Among medical biomodels, some authors have already described the printing of 3D biomodels of patient-specific intracranial (IA) aneurysms, which have been found useful for optimizing synthetic planning, and may even reduce the time of aneurysm clipping surgeries. Thus, this study aimed to develop the process of modeling and additive fabrication of 3D biomodels of patient-specific intracranial aneurysms, based on rotational angiography exams with three-dimensional reconstruction, using comparison through different techniques and materials. For this purpose, 5 3D-RA imaging exams of patients with aneurysms treated at the Instituto de Neurologia de Curitiba were selected. Based on these images, the modeling and 3D printing of biomodels of flexible aneurysms were customized, using two different AM methodologies: photopolymerization in a vat and modeling by fusion and deposition, the latter being already described in the literature and will be used as a parameter comparison. The biomodels resulting from the two techniques were evaluated in three different questions: (1) methodological evaluation; (2) morphological comparison between digital biomodel and printed biomodel; and (3) use in clinical training, where its usability as a training biomodel was evaluated. The biomodels produced by photopolymerization in a vat, with flexible resin, were superior to previous biomodels satisfied in all evaluated aspects, mainly concerning production time, with a difference of 4 hours when comparing the methods. By developing the patient-specific AI modeling and fabrication process, it was possible to compare different AM techniques and materials. In addition, the use of 3D modeling and segmentation software was validated, establishing a methodology and a protocol for the creation of flexible AI biomodels, which can be used as an auxiliary tool in the school training of new professionals.

Keywords: 3D printing; Biomodels; Aneurysm.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Representação de um objeto em camadas, na impressão 3D cada camada é depositada até formar o objeto. Fonte: A autora, 2023.	19
Figura 2: Esquema ilustrativo de uma impressora FDM. O filamento é conduzido até o bico extrusor que, quando aquecido, derrete o filamento. Nesse exemplo, o extrusor movimenta-se nos eixos X e Y, enquanto a mesa de impressão se move no eixo Z, na distância equivalente a uma camada. Assim, o objeto é formado camada por camada. Fonte: A autora, 2023.	22
Figura 3: Estrutura de uma impressora de fotopolimerização em cuba do tipo LCD. Fonte: A autora, 2023.	24
Figura 4: A áreas de utilização da manufatura aditiva na medicina. Fonte: Traduzida de TACK et al., 2016.	26
Figura 5: Desenho anatômico de um aneurisma sacular intracraniano na bifurcação da artéria cerebral média. É possível observar o lúmen arterial (L) e o aneurisma (A). Fonte: A autora, 2023.	29
Figura 6: (A) Um equipamento de angiografia com subtração digital e (B) a imagem de artéria carótida interna obtida a partir deste. O asterisco destaca o C-arm do equipamento. Fonte: A autora, 2023.	30
Figura 7: Reconstrução 3D da imagem DICOM obtida pela angiografia rotacional tridimensional (3D-RA). Fonte: A autora, 2023.	31
Figura 8: Implante de clipe metálico (seta) no colo aneurismático. Cortesia de André Giacomelli Leal, 2021.	32
Figura 9: Principais formatos de cliques utilizados para o tratamento de AI: (a) reto, (b) fenestrado, (c) curvo e (d) baioneta. Fonte: Leal, 2019.	33
Figura 10: Fluxograma da metodologia aplicada. Fonte: A autora, 2023.	35
Figura 11: Metodologia aplicada após os testes preliminares. Fonte: A autora, 2023.	37
Figura 12: Interface do software 3D Slicer para a segmentação de artéria. O software expõe o exame de imagem em três planos: axial (quadro vermelho),	

coronal (quadro verde) e sagital (quadro amarelo) e a reconstrução em 3D (quadro azul). Fonte: A autora, 20223	38
Figura 13: Planejamento da impressão no software Chitubox®. Observa-se o biomodelo, com suportes, em camadas, assim como os dados de impressão. Fonte: A autora, 2023.....	39
Figura 14: Processo de impressão e pós processamento dos modelos em resina flexível, na impressora LCD.(A) Biomodelo na mesa, ao final da impressão; (B) Lavagem; e (C) processo de cura. Fonte: A autora, 2023.....	40
Figura 15: Planejamento da impressão FDM no software Cura. Fonte: A autora, 2023.	41
Figura 16: Biomodelo durante o processo de impressão em filamento ABS. Fonte: A autora, 2023.	41
Figura 17: Processo de confecção dos biomodelos em silicone. Fonte: A autora, 2023.	42
Figura 18: (A) Utilização do software Blender para realizar a operação booleana de subtração do aneurisma no crânio; (B) Utilização do software Meshmixer para criar a craniotomia nos lados direito e esquerdo do crânio. Fonte: A autora, 2023.....	43
Figura 19: Tomografia computadorizada dos biomodelos. (A) biomodelo no tomógrafo; (B) workstation durante a realização da TC. Fonte: A autora, 2023.....	45
Figura 20: Sobreposição do arquivo original (seta vermelha) com a reconstrução da TC do biomodelo (seta verde). Fonte: A autora, 2023.	45
Figura 21: Escaneamento de um dos biomodelos de silicone. A peça é fixada sobre uma superfície preta, marcada com pontos de varredura. Fonte: A autora, 2023.....	46
Figura 22: Alinhamento manual dos biomodelos no software Geomagic. Em vermelho, o arquivo original e em verde o arquivo resultante do escaneamento de um biomodelo em resina. São escolhidos pontos em comuns nos biomodelos, para o alinhamento. Fonte: A autora, 2023.	47
Figura 23: (A) A ferramenta de alinhamento global realiza os ajustes finos referentes ao alinhamento. (B) Geração de um mapa de cores mostrando as diferenças, em	

milímetros, por meio da comparação e sobreposição entre os dois modelos. Fonte: A autora, 2023.	47
Figura 24: Simulação da clipagem dos aneurismas em (A) resina e (B) silicone. Fonte: A autora, 2023.	48
Figura 25: Método utilizado para verificar a oclusão do aneurisma após a clipagem. (A) Aneurisma após a clipagem; (B) Verificação da exclusão do aneurisma com a injeção de corante na artéria. Fonte: A autora, 2023.	49
Figura 26: Caso 1. (A) Modelo 3D obtido diretamente da workstation na 3D-RA. (B) Medições realizadas pelo profissional médico no equipamento de 3D-RA. (C) Biomodelo em resina e (D) biomodelo em silicone. As setas vermelhas indicam os aneurismas. Fonte: A autora, 2023.	50
Figura 27: Crânio e (A) biomodelo em silicone e (B) resina posicionados no crânio impresso em ABS. Fonte: A autora, 2023.	51
Figura 28: Caso 2. (A) Modelo 3D obtido por meio da workstation da 3D-RA. (B) Medições realizadas pelo profissional médico na máquina de 3D-RA. (C) Biomodelo em resina e (D) biomodelo em silicone. Fonte: A autora, 2023.	51
Figura 29: Crânio e (A) biomodelo em silicone e (B) resina posicionados no crânio impresso em ABS. Fonte: A autora, 2023.	52
Figura 30: Caso 3. (A) Modelo 3D obtido por meio da workstation da 3D-RA. (B) Medições realizadas pelo profissional médico na máquina de 3D-RA. (C) Biomodelo em resina e (D) biomodelo em silicone. As setas vermelhas indicam os aneurismas. Fonte: A autora, 2023.	52
Figura 31: Crânio e (A) biomodelo em silicone e (B) resina posicionados no crânio impresso em ABS. Fonte: A autora, 2023.	53
Figura 32: Caso 4. (A) Modelo 3D obtida diretamente por meio da workstation da 3D-RA. (B) Medições realizadas pelo profissional médico na máquina de 3D-RA. (C) Biomodelo em resina e (D) biomodelo em silicone. As setas vermelhas indicam os aneurismas. Fonte: A autora, 2023.	53
Figura 33: Crânio e (A) biomodelo em silicone e (B) resina posicionados no crânio impresso em ABS. Fonte: A autora, 2023.	54

Figura 34: Caso 5. (A) Modelo 3D obtido por meio da workstation da 3D-RA. (B) Medições realizadas pelo profissional médico na máquina de 3D-RA. (C) Biomodelo em resina e (D) biomodelo em silicone. As setas vermelhas indicam os aneurismas. Fonte: A autora, 2023.....	55
Figura 35:Crânio e (A) biomodelo em silicone e (B) resina posicionados no crânio impresso em ABS. Fonte: A autora, 2023.	55
Figura 36: Análise do alinhamento dos biomodelos (1 a 5), resina (A) e silicone (B) em relação ao arquivo original. Fonte: A autora, 2023.....	59
Figura 37: Simulação da clipagem do aneurisma com o biomodelo de resina flexível. (A) Simulação do campo cirúrgico, com posicionamento do crânio similar ao posicionamento da cirurgia. (B e C) momento da colocação do clipe no aneurisma. Fonte: A autora, 2023.....	60
Figura 38: Após a simulação da clipagem, (A) neurocirurgião respondendo ao questionário e (B) verificação da oclusão do aneurisma com a passagem de soro fisiológico com corante vermelho. Fonte: A autora, 2023.....	60
Figura 39: Respostas das avaliações dos biomodelos de silicone. Fonte: A autora, 2023.	64
Figura 40: Respostas das avaliações dos biomodelos de resina. Fonte: A autora, 2023.	64

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Classificação das tecnologias de manufatura aditiva.	21
Tabela 2: Dados obtidos com a fabricação dos biomodelos. Fonte: A autora, 2023.	56
Tabela 3: Dados de fabricação dos biomodelos de resina. Fonte: A autora, 2023.	57
Tabela 4: Dados de fabricação dos biomodelos de silicone. Fonte: A autora, 2023.	57
Tabela 5: Experiência dos avaliadores. Fonte: A autora, 2023.	61
Tabela 6: Respostas aos questionários aplicados aos profissionais após a utilização dos biomodelos de silicone para simulação de clipagem de aneurisma. Fonte: A autora, 2023.	62
Tabela 7: Respostas aos questionários aplicados aos profissionais após a utilização dos biomodelos de resina para simulação de clipagem de aneurisma. Fonte: A autora, 2023.	63

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

3D	Tridimensional
3D-RA	Angiografia Rotacional com Reconstrução Tridimensional
ABS	Acrilonitrila Butadieno Estireno
AI	Aneurisma Intracraniano
ASD	Angiografia com Subtração Digital
CAD	<i>Computer-Aided Design</i>
CEPSH	Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos
CTA	Angiotomografia Computadorizada
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
FDM	<i>Fused Deposition Modeling</i>
INC	Instituto de Neurologia de Curitiba
LED	<i>Light-emitting Diode</i>
LCD	<i>Liquid Cristal Display</i>
MA	Manufatura Aditiva
MRA	Angiorressonância Magnética
PLA	Ácido Poliláctico
RM	Ressonância Magnética
SLA	Estereolitografia
TC	Tomografia Computadorizada
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
TPU	Poliuretano Termoplástico
UV	Ultravioleta

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
1.1	CONTEXTUALIZAÇÃO	15
1.2	OBJETIVOS	17
1.2.1	Objetivo Geral	17
1.2.2	Objetivos Específicos	17
2	REFERENCIAL TEÓRICO	19
2.1	MANUFATURA ADITIVA.....	19
2.1.1	Classificação das técnicas de MA.....	20
2.1.2	<i>Fused Deposition Modeling (FDM).....</i>	<i>21</i>
2.1.3	Fotopolimerização em cuba (LCD).....	23
2.1.4	Jateamento de material.....	24
2.1.5	Jateamento de aglutinante	25
2.1.6	Fusão de leito de pó	25
2.1.7	Adição de lâminas	26
2.1.8	Deposição com energia direcionada	26
2.2	MANUFATURA ADITIVA DE MODELOS MÉDICOS	26
2.3	ANEURISMAS INTRACRANIANOS	28
2.3.1	Diagnóstico	29
2.3.2	Tratamento	31
3	DELINEAMENTO METODOLÓGICO	34
3.1	TIPO GERAL DE ESTUDO	34
3.2	LOCAL DE PESQUISA.....	34
3.3	ASPECTOS ÉTICOS.....	36
3.4	SELEÇÃO DE PARTICIPANTES	36
3.4.1	Critérios de inclusão e exclusão.....	36
3.5	ORGANIZAÇÃO E ANÁLISE DOS DADOS	36
3.6	TESTES PRELIMINARES.....	37
3.7	SEGMENTAÇÃO 3D	38
3.8	IMPRESSÃO LCD	39
3.9	IMPRESSÃO FDM.....	40
3.9.1	confecção dos modelos em silicone	42
3.10	FABRICAÇÃO DO CRÂNIO	43
3.11	AVALIAÇÃO E COMPARAÇÃO DOS BIOMODELOS	44

3.11.1	Análise metodológica.....	44
3.11.2	Comparação morfométrica	44
3.11.3	Simulação cirúrgica.....	48
4	RESULTADOS	50
4.1	PARTICIPANTES SELECIONADOS	50
4.1.1	Caso 1.....	50
4.1.2	Caso 2.....	51
4.1.3	Caso 3.....	52
4.1.4	Caso 4.....	53
4.1.5	Caso 5.....	54
4.2	ANÁLISE METODOLÓGICA	55
4.3	COMPARAÇÃO MORFOMÉTRICA	57
4.4	SIMULAÇÃO CIRÚRGICA	60
5	DISCUSSÃO	65
6	CONSIDERAÇÕES FINAIS	70
	REFERÊNCIAS	72

1 INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO

Inicialmente descrita na década de 1980 e comumente conhecida pelo termo “impressão 3D”, a manufatura aditiva (MA), é caracterizada por ser um conjunto de tecnologias que fabricam objetos sólidos e tridimensionais (3D), a partir de um modelo digital (AIMAR, *et al.*, 2019). A fabricação de objetos pela MA segue basicamente os seguintes passos: (1) modelagem 3D; (2) conversão de um modelo geométrico específico para MA, geralmente no formato .stl; (3) planejamento do processo para a fabricação; (4) MA propriamente dita; e (5) pós-processamento (VOLPATO, 2017).

Nos últimos anos, essa tecnologia ganhou espaço nas aplicações na área da saúde. Além da produção de equipamentos médicos e implantes, a MA pode reproduzir modelos anatômicos precisos e específicos para a visualização de órgãos e estruturas, denominados de biomodelos 3D (LEAL, *et al.*, 2021). De acordo com Abdullah (2018), a utilização dos biomodelos assiste o diagnóstico e contribui para o monitoramento de alterações patológicas, além de ser uma ferramenta para o treinamento de novos profissionais (ABDULLAH, 2018).

Outras vantagens vinculadas à utilização de biomodelos são: a redução dos custos de cirurgia relacionada à diminuição do tempo destas devido ao planejamento cirúrgico com o uso dos biomodelos (MARTELLI *et al.*, 2016; NADAGOUDA, *et al.*, 2020); a facilitação da comunicação entre médico e paciente, pois o uso de biomodelos mostrou-se benéfico para o entendimento acerca da doença pelo paciente que se sente melhor informado sobre os processos que envolverão seu tratamento (LEAL, *et al.*, 2016).

O uso da MA na medicina é dependente da preliminar aquisição de imagens médicas. Dentre as modalidades utilizadas, as mais comuns são a ressonância magnética (RM) e a tomografia computadorizada (TC) (SQUELCH, 2018), porém, também podem ser utilizadas a ultrassonografia, a angiografia rotacional com reconstrução tridimensional (3D-RA), e outras (ABDULLAH, 2018).

Os aneurismas intracranianos (AI) são dilatações patológicas da parede arterial, quase sempre encontrados nas bifurcações das principais artérias intracranianas, como as artérias carótidas internas, as artérias cerebrais médias e

anteriores e as artérias comunicantes anteriores (ETMINAN, 2016). Os AI atingem de 2 a 5% da população (TEXAKALIDIS *et al.*, 2019) e são prevalentes no sexo feminino, com proporção estimada de cerca de 1,6 a 4,5 casos em pacientes do sexo feminino para cada caso no sexo masculino (LEAL, 2019). Além disso, cerca de 20% a 30% dos pacientes possuem mais do que um AI (ETMINAN, 2016).

Seu diagnóstico, normalmente, é realizado por meio de exames de imagem, sendo muitas vezes descobertos acidentalmente, em pacientes assintomáticos. O padrão-ouro para esse diagnóstico é a angiografia com subtração digital (ASD), realizada tradicionalmente através de acesso percutâneo transfemoral ou transradial seguido de cateterização seletiva e estudo dos vasos intracranianos individualmente, sendo o exame com maior sensibilidade e especificidade (LEAL, 2019).

O tratamento dos AI pode ser realizado de maneira endovascular com embolização, utilizando micromolas ou diversores de fluxo (JIANG *et al.*, 2016), ou de maneira microcirúrgica aberta, por meio da clipagem do AI com cliques metálicos.

A primeira replicação de estruturas anatômicas, por meio da MA, foi descrita por Mankovich e colaboradores em 1990, que realizaram a reconstrução e a MA de um crânio humano, utilizando imagens de tomografia computadorizada (MANKOVICH, *et al.*, 1990). Em 1999, D'Urso e colaboradores descreveram o primeiro protótipo de AI produzido utilizando a MA (D'URSO *et al.*, 1999)(ERBANO *et al.*, 2013).

Desde então, o uso de biomodelos de AI já foi descrito por outros autores: a utilização destes mostrou-se promissora para o planejamento cirúrgico e o treinamento de neurocirurgiões em formação (BENET *et al.*, 2015; FRÖLICH *et al.*, 2016; KANEKO *et al.*, 2018; LEAL, 2019). LEAL *et al.* (2019), demonstraram a confecção desses modelos a partir de exames de angiotomografia, para planejamento de cirurgias de clipagem de aneurismas, utilizando uma impressora FDM para criar um modelo em ABS das artérias, que foi recoberto por silicone para a criação do vaso. A mesma técnica havia sido anteriormente descrita por Mashiko *et al.* (2017) com o objetivo de treinar residentes e novos cirurgiões para as cirurgias de clipagem de aneurismas.

Um dos maiores desafios para a produção dos biomodelos de AI, além de garantir a correta morfologia da artéria e dos aneurismas, é utilizar metodologias que reproduzam com fidelidade as características das artérias, que são elásticas e possuem lúmen, ou seja, possuem um espaço interno “vazio”, com formato de tubo.

Em vista de tais fatores, este estudo visou contribuir para as pesquisas em MA no âmbito médico, especificamente em neurocirurgia vascular, com a fabricação de biomodelos de AI que fossem personalizados para o treinamento cirúrgico. A MA dos biomodelos foi realizada utilizando exames de 3D-RA de pacientes diagnosticados com AI e que tiveram como indicação de tratamento a microcirurgia. Duas tecnologias de MA foram utilizadas para a produção dos biomodelos: (1) a fotopolimerização em cuba, do tipo LCD; e (2) a modelagem por fusão e deposição (FDM); esta última foi utilizada de certa forma como um grupo controle, uma vez que é uma metodologia bem descrita na literatura, foi considerada como um parâmetro de comparação. Após a investigação sobre essas duas modalidades da manufatura, os biomodelos resultantes foram avaliados em sua viabilidade de fabricação e utilizados por profissionais da neurocirurgia para procedimentos de simulação cirúrgica.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo Geral

Desenvolver o processo de modelagem e manufatura aditiva de biomodelos 3D de aneurismas intracranianos paciente-específicos, a partir de exames de angiografia rotacional com reconstrução tridimensional (3D-RA), comparando diferentes técnicas e materiais.

1.2.2 Objetivos Específicos

1. Validar a utilização do *software* 3D Slicer para a segmentação 3D dos arquivos DICOM de exames de imagem 3D-RA;
2. Definir um protocolo para a produção de biomodelos 3D de aneurismas intracranianos flexíveis para o planejamento de cirurgias de clipagem de aneurisma;
3. Comparar os resultados da qualidade dos biomodelos testados com a dos biomodelos já descritos na literatura;

4. Determinar qual dos métodos utilizados é mais apropriado ao uso em aplicações médicas, em relação a sua fabricação e a sua utilização para treinamentos;
5. Avaliar a aplicabilidade e respectiva funcionalidade dos biomodelos 3D para o treinamento de clipagem de aneurismas.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 MANUFATURA ADITIVA

A Manufatura Aditiva (MA), popularmente conhecida pelo termo “impressão 3D”, engloba um conjunto de tecnologias que fabricam objetos pela adição de um material em sucessivas camadas (Figura 1), sendo cada camada derivada do sistema CAD (*computer-aided design*) a partir de informações de uma representação geométrica tridimensional (GIBSON, 2015; VOLPATO, 2017). Diferente da manufatura por subtração, que tradicionalmente remove partes de um material até atingir a forma desejada, a MA cria objetos pela adição do material em camada por camada, quanto mais fina a camada, mais semelhante ao modelo digital o objeto será (ANDERSON, 2017; GIBSON, 2015), um processo que ocorre de maneira rápida e automatizada (VOLPATO, 2017).

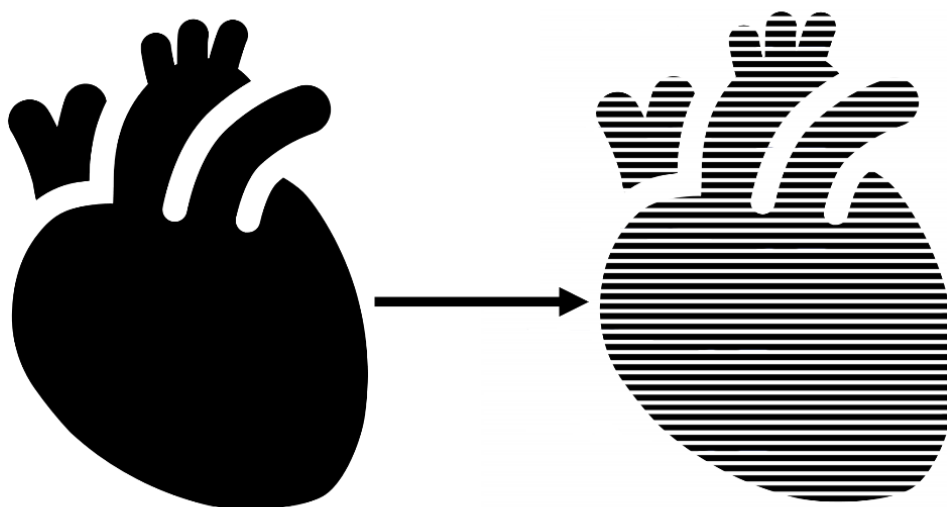


Figura 1: Representação de um objeto em camadas, na impressão 3D cada camada é depositada até formar o objeto. Fonte: A autora, 2023.

A primeira técnica de MA comercializada, descrita por Charles W. Hull, em 1986, foi a estereolitografia (SLA), que consiste na fotopolimerização de uma resina líquida, camada por camada, utilizando luz ultravioleta e formando uma estrutura 3D sólida (JAMRÓZ *et al.*, 2018; MURPHY, 2014). Já no final da década de 80, foi registrada uma segunda patente, a *fused deposition modeling* (FDM), que utiliza

materiais termoplásticos, como o Ácido Polilático (PLA) e o acrilonitrila butadieno estireno (ABS) para a construção de objetos 3D (JAMRÓZ *et al.*, 2018).

Tais técnicas foram muito utilizadas na indústria da manufatura como uma maneira de prototipagem rápida. Porém, graças ao avanço da tecnologia, atualmente são utilizadas para as mais diversas aplicações, como nas indústrias aeroespacial, automobilística de produtos elétricos e eletrônicos e nos setores de artes, joalheria e arquitetura. Além dessas áreas, a MA vem sendo muito difundida na bioengenharia, ciência que inclui a medicina e a odontologia; e de forma geral para aplicações na saúde (SQUELCH, 2018; VOLPATO, 2017).

Basicamente, para a confecção de um modelo 3D seguem-se cinco passos essenciais: (1) modelagem tridimensional; (2) conversão de um modelo geométrico específico para MA, geralmente o formato .stl; (3) planejamento do processo para a fabricação; (4) MA propriamente dita; e (5) pós-processamento (VOLPATO, 2017).

2.1.1 Classificação das técnicas de MA

A norma ISO/ASTM 52900:2015(E), classifica as diferentes técnicas de MA, de acordo com seus princípios de fabricação: (a) fotopolimerização em cuba; (b) jateamento de material; (c) jateamento de aglutinante; (d) fusão de leito em pó; (e) adição de lâminas; (f) deposição com energia direcionada; e (g) extrusão de material (VOLPATO, 2017). Essas classificações são desmembradas de acordo com as tecnologias, o material utilizado e suas aplicações, as quais podem ser visualizadas na Tabela 1.

Tabela 1: Classificação das tecnologias de manufatura aditiva.

Classificação	Tecnologias	Materiais	Aplicações Médicas
Fotopolimerização em cuba	Estereolitografia (SLA) Processamento digital de luz (DLP)	Resina fotopolimérica	Ossos, modelos dentários, guias de implantes dentários, aparelhos auditivos
Jateamento de material	<i>Multijet modeling</i> (MJM)	Plásticos e Polímeros: polypropylene, HDPE, PS, PMMA, PC, ABS, HIPS, EDP	Modelos médicos, modelos de gesso, guias de implante dentário
Jateamento de aglutinante	<i>Powder bed and inkjet head 3D printing</i> (PDIH) <i>Plaster-based 3D printing</i> (PP)	Aço inoxidável; Polímeros: ABS, PA, PC; Cerâmica: vidro	Modelos coloridos, especialmente codificação de cores da anatomia
Extrusão de material	<i>Fused deposition modeling</i> (FDM) e <i>Fused filament fabrication</i> (FFF)	Plásticos e Polímeros: ABS, nylon, PC, AB, PLA	Instrumentos e dispositivos médicos e exoesqueleto de prototipagem rápida
Fusão de leito de pó	Sinterização seletiva a laser (SLS) Sinterização direta a laser de metal (DMLS) Sinterização seletiva de calor (SHS) Derretimento seletivo a laser (SLM) Derretimento de feixe de elétrons (EBM)	Materiais à base de pó. Metais comuns e polímeros. SHS: nylon, DMLS, SLS, SLM: aço inoxidável, titânio, alumínio, cromo-cobalto, aço EBM: titânio, cromo-cobalto, material de aço inoxidável, alumínio e cobre	Modelos que requerem uma rede, dispositivos médicos, como implantes e fixações
Adição de lâminas	Fabricação de objetos laminados (LOM) Consolidação ultrassônica (UC)	Papel, plástico e chapas de metal	Modelagem ortopédica de superfícies ósseas
Deposição com energia direcionada	Deposição de metal a laser (LMD)	Metais: cobalto, cromo, titânio	Limitado. Normalmente utilizado para reparar peças existentes e construir peças muito grandes

Fonte: Traduzida e adaptada de Aimar (2019).

2.1.2 Fused Deposition Modeling (FDM)

Atualmente, pode-se considerar que a FDM é uma das tecnologias de manufatura aditiva mais difundida, fato que se deve, principalmente, ao seu baixo custo (FRÖLICH *et al.*, 2016) e ao seu funcionamento, o qual é baseado em roletes tracionadores e filamentos, sendo um processo relativamente simples (VOLPATO, 2017). Esse método fundamenta-se na extrusão de um filamento termoplástico ou composto (como PLA, ABS, Nylon, entre outros), que é depositado camada por

camada, até formar o objeto, como demonstrado na Figura 2. (KATKAR, 2018; LIAW, 2017).

Os seguintes passos são base para qualquer processo de MA baseado em extrusão: (A) carregamento de material; (B) liquificação do material; (C) movimentação do material por meio da aplicação de pressão; (D) extrusão através do bico; (E) deposição do material de acordo com o definido/programado; (F) ligação/conexão entre as camadas; e ainda, dependendo do objeto a ser construído, o uso de suportes para características geométricas complexas (GIBSON, 2015).

A extrusão do material é feita por um sistema de tração, que empurra o filamento até um bico extrusor aquecido, (GIBSON, 2015), que tem um diâmetro de décimos de milímetro, liquefazendo o material e depositando-o na mesa de impressão. Isso torna a tecnologia FDM um processo lento, principalmente quando comparada aos outros processos de MA (VOLPATO, 2015).

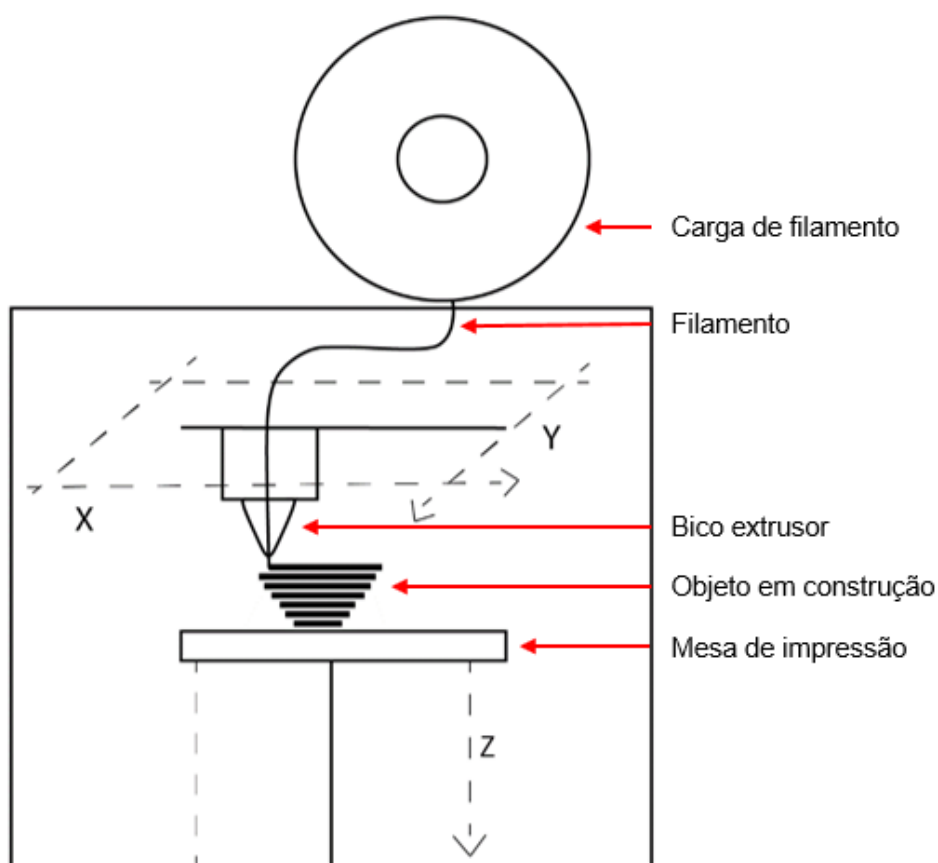


Figura 2: Esquema ilustrativo de uma impressora FDM. O filamento é conduzido até o bico extrusor que, quando aquecido, derrete o filamento. Nesse exemplo, o extrusor movimenta-se nos eixos X e Y, enquanto a mesa de impressão se move no eixo Z, na distância equivalente a uma camada. Assim, o objeto é formado camada por camada. Fonte: A autora, 2023.

Uma vez que o material é depositado, seu tamanho pode sofrer alterações quando exposto a variações de temperatura durante o processo de solidificação. Para evitar esse fenômeno, é necessário que a temperatura dentro da impressora seja controlada (GIBSON, 2015).

Como mencionado anteriormente, geometrias complexas necessitam de estruturas de suporte para fabricar partes que tenham superfícies negativas ou regiões suspensas abaixo do ângulo de suporte – parâmetro definido de acordo com o tipo de material e modelo de impressora (VOLPATO, 2017). Os suportes devem ser desenhados de maneira que facilite a sua remoção posterior, que é realizada no pós processamento (GIBSON, 2015). Nas tecnologias FDM, o pós processamento não é complexo, basicamente, exige a retirada dos suportes e opcionalmente o acabamento da peça para dar brilho ou reparar falhas de impressão, esse processo é escolhido de acordo com o tipo de material que foi utilizado na produção (VOLPATO, 2017).

Dentre as vantagens oferecidas pela tecnologia FDM, destacam-se: (1) a simplicidade do método de fabricação do objeto; (2) a não necessidade de pós cura dos objetos; e (3) a possibilidade de utilizar em ambiente sem exaustão. Enquanto suas desvantagens são: (1) baixa resolução de detalhes; (2) o processo ocorre lentamente (VOLPATO, 2017).

2.1.3 Fotopolimerização em cuba (LCD)

Os processos de MA por fotopolimerização em cuba são baseados na construção de objetos a partir da polimerização de resina líquida com luz ultravioleta (UV) ou visível (GIBSON, 2015) controlada por lentes enquanto a plataforma de construção movimenta-se no eixo Z fabricando o objeto camada por camada (MILLER *et al.*, 2018).

Devido ao processo de fotopolimerização, também chamado de cura, ocorrer em meio líquido, é possível utilizar camadas com espessuras micrométricas, fato que caracteriza essa modalidade por seu excelente acabamento e precisão da superfície do objeto (VOLPATO, 2015).

Recentemente, devido ao menor custo e à maior qualidade de fabricação, tornaram-se populares as impressoras LCD (*Liquid Cristal Display*), as quais utilizam painéis LED como fonte de luz, juntamente com a tela LCD que direciona a luz para

curar a resina (Figura 3). Nessa técnica, a impressão ocorre com a cura de camadas inteiras, diferente de outras tecnologias de fotopolimerização em cuba, como a SLA que constrói as camadas com uma varredura de laser (CREALITY, 2020).

Considera-se que a maior vantagem para a utilização dessa metodologia é a grande precisão dimensional das peças, além de ser um processo vantajoso na fabricação de objetos transparentes, pois facilita a observação de aspectos internos da peça. Dentre as desvantagens, destaca-se a necessidade da etapa de cura após a fabricação da peça (VOLPATO, 2017).

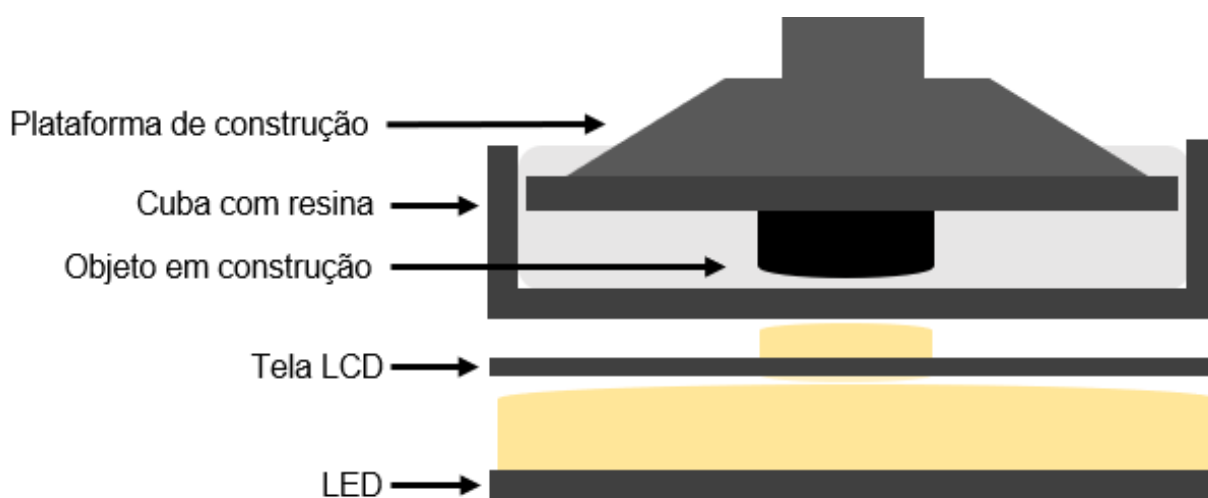


Figura 3: Estrutura de uma impressora de fotopolimerização em cuba do tipo LCD. Fonte: A autora, 2023.

2.1.4 Jateamento de material

Tendo como base para sua criação as impressoras 2D tradicionais, de jato de tinta, essa tecnologia abrange os processos em que ocorre o jateamento do material em forma líquida, sobre uma plataforma, onde é solidificado por ação química ou física. As principais vantagens observadas nesse processo são a precisão dimensional das peças e a possibilidade de utilizar materiais com propriedades variadas, já que aqui são muito utilizadas as resinas acrílicas fotossensíveis, que possuem grande variação das suas propriedades mecânicas, variando de rígidas a flexíveis e também com variedade de cores, na mesma peça (VOLPATO, 2017).

Nessa categoria, para o uso na saúde, destaca-se a tecnologia Polyjet. Baseada no jateamento de uma resina fotossensível sobre uma plataforma com a

imediate polimerização dessa resina por uma fonte de luz UV, podem ser utilizadas resinas com diferentes propriedades na mesma impressão (VOLPATO, 2017). Uma revisão sistemática, que abrangeu 27 artigos relacionados a impressão 3D em cirurgia neurovascular e endovascular para treinamento, simulação e preparação cirúrgica, encontrou 6 artigos que utilizaram a tecnologia Polyjet para esse fim (MCGUIRE, 2021).

2.1.5 Jateamento de aglutinante

No início dos anos 90, o *Massachusetts Institute of Technology* (MIT) desenvolveu a tecnologia de jateamento de aglutinante, inicialmente nomeada como impressão tridimensional e, assim como as tecnologias de jateamento de material, baseada em impressoras 2D. Porém, essa tecnologia difere-se da anterior pois seu processo consiste no jateamento de fluido sobre um material na forma de pó, que está distribuído sobre uma plataforma. Em relação aos materiais, podem ser utilizados pós metálicos, poliméricos, cerâmicos e compósitos. Já o aglutinante, deve ser especial para cada tipo de pó. Considera-se essa tecnologia uma maneira simples e de baixo custo de fabricar peças, principalmente para validação de conceitos (VOLPATO, 2017).

2.1.6 Fusão de leito de pó

Os processos de MA por fusão de leito de pó são fundamentados na fabricação de objetos a partir de matéria-prima em forma de pó fino. Nessas tecnologias um feixe de laser com comprimento de onda específico incide sobre um leito de pó, com o calor ocorre a aglutinação do material nos pontos desejados, formando objeto. Podem ser utilizados polímeros termoplásticos, cerâmica e materiais metálicos. Dentre as vantagens de tecnologia destacam-se: necessidade mínima de pós processamento, sem necessidade de cura, não são necessários suportes para a impressão e é possível construir peças complexas. Já como desvantagens, destaca-se o alto custo para operação e manutenção dos equipamentos. Na saúde, essa tecnologia é utilizada, entre outras aplicações, para a confecção de implantes em ligas metálicas biocompatíveis (VOLPATO, 2017).

2.1.7 Adição de lâminas

Os processos de MA baseados na adição de lâminas consistem na produção de estruturas pela sobreposição de laminados cortados por um laser na geometria que corresponde a cada camada. Esse é um dos processos de MA mais utilizados para a produção de objetos complexos em papel, principalmente nos setores de móveis e artes (VOLPATO, 2017).

2.1.8 Deposição com energia direcionada

A tecnologia de MA por deposição com energia direcionada é caracterizada pela projeção do material sobre o objeto em construção ao mesmo tempo em que é atingida pelo laser, promovendo a fusão e a consolidação (VOLPATO, 2017).

2.2 MANUFATURA ADITIVA DE MODELOS MÉDICOS

No contexto da saúde, já foi descrita uma variedade de aplicações da MA (Figura 4), dentre as quais destacam-se: a criação de medicamentos mais específicos, a produção de implantes biocompatíveis e a produção de equipamentos médicos (LIAW, 2017), além da criação de dispositivos médicos personalizados (ABDULLAH, 2018).

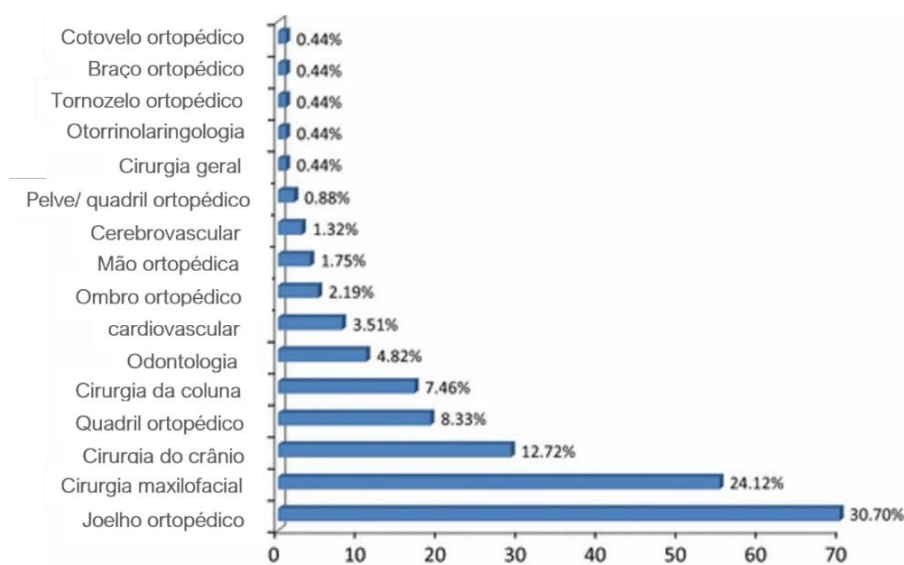


Figura 4: Áreas de utilização da manufatura aditiva na medicina. Fonte: Traduzida de TACK *et al.*, 2016.

De acordo com Aimar e colaboradores (2019), a utilização da MA de modelos médicos tem o grande potencial de contribuir para a pesquisa em imagens médicas e a educação de novos profissionais da saúde (AIMAR, 2019). Esses modelos são utilizados para a pesquisa, o ensino e o planejamento cirúrgico, o qual inclui a visualização do órgão ou tecido a ser operado, e a simulação do processo cirúrgico, incluindo o uso dos equipamentos, além da demonstração do processo para o paciente (ABDULLAH, 2018; LIAW, 2017), tornando os processos de diagnóstico, informação e tratamento mais personalizados (AIMAR, 2019).

Ademais, o aperfeiçoamento das modalidades de exames de imagem, proporcionou, além de um diagnóstico cada vez mais preciso sobre a condição do paciente, a possibilidade de se produzirem modelos 3D anatômicos cada vez mais precisos e realísticos, utilizando a MA (ABDULLAH, 2018; LIAW, 2017).

A MA de modelos médicos diferencia-se da manufatura tradicional principalmente em sua fase inicial, na qual são utilizadas imagens médicas, normalmente em formato DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*), adquiridas por TC, RM ou outras modalidades. Ainda segundo Aimar e colaboradores (2019), são necessários quatro passos para o desenvolvimento desses modelos: (1) seleção da área anatômica a ser estudada; (2) reconstrução da geometria 3D a partir do processamento das imagens médicas; (3) a otimização do arquivo; e (4) seleção apropriada da impressora e material a serem utilizados (AIMAR, 2019).

Na neurocirurgia, já foi descrita a utilização de biomodelos para planejamento e treinamento cirúrgico nas áreas de: ressecção de tumores cerebrais e vertebrais, endoscopia do terceiro ventrículo, correção de cranioestenose, drenagem ventricular, procedimentos endovasculares e clipagem de aneurismas (VEZIRSKA, 2022).

Dentre os biomodelos de aneurismas cerebrais para planejamento cirúrgico clipagem, Leal (2019), descreveu a confecção desses modelos para planejamento de cirurgias de clipagem de aneurismas, a partir de exames de angiotomografia, utilizando uma impressora FDM para criar um modelo em ABS das artérias, que foi recoberto por silicone para a criação do vaso sanguíneo (LEAL *et al.*, 2019). A mesma técnica havia sido anteriormente descrita por Mashiko *et al.* (2017) com o objetivo de treinar residentes e novos cirurgiões para as cirurgias de clipagem de aneurismas (MASHIKO *et al.*, 2017).

Em 2015, Benet e colaboradores descreveram um modelo de estudo em cirurgia vascular no qual modelos 3D de aneurismas são implantados em cadáveres,

com o objetivo de realizar pesquisas e simular o cenário cirúrgico. Com o modelo implantado em um cadáver, podem ser identificados mais aspectos anatômicos que estão relacionados ao aneurisma em questão (BENET *et al.*, 2015). Mais recentemente, Błaszczyk e colaboradores (2021) descreveram a MA rápida de biomodelos de AI para planejamento cirúrgico no ambiente hospitalar utilizando a impressora FDM.

2.3 ANEURISMAS INTRACRANIANOS

Aneurismas intracranianos (AI) são malformações vasculares adquiridas, caracterizadas como dilatações patológicas na parede arterial. Normalmente encontram-se na circulação anterior do Polígono de Willis (AJIBOYE *et al.*, 2015; ETMINAN, 2016; LEAL, 2019), sendo mais frequentes nas artérias carótidas internas, artérias comunicantes posteriores e anterior e a artéria cerebral média. As localizações são, possivelmente, influenciadas por fatores hemodinâmicos (LEAL, 2019).

Essas dilatações ocorrem devido a uma fraqueza na musculatura média da artéria, a túnica média, que, quando combinada a fatores hemodinâmicos, causam o aneurisma (AJIBOYE *et al.*, 2015). Os AI podem ser classificados de acordo com o seu tamanho e forma. Quanto ao tamanho podem ser: micro, pequeno, médio, grande ou gigante. Já pela sua forma são classificados em fusiformes – quando possuem uma forma alongada ao longo do eixo do vaso – ou saculares, em que a área dilatada tem um aspecto de “bolha” (PRITZ, 2011). Para ilustrar, a Figura 5 representa um aneurisma sacular intracraniano, localizado na bifurcação da artéria cerebral média (Figura 5).

Sua classificação pode ser baseada em sua localização, formato, tamanho ou com a sua associação a outros ramos arteriais. Quanto ao tamanho podem ser: micro, pequeno, médio, grande ou gigante. Já quanto a sua forma são classificados em fusiformes, quando possuem uma forma alongada ao longo do eixo do vaso; ou saculares, em que a área dilatada tem um aspecto de “bolha” (PRITZ, 2011).



Figura 5: Desenho anatômico de um aneurisma sacular intracraniano na bifurcação da artéria cerebral média. É possível observar o lúmen arterial (L) e o aneurisma (A). Fonte: A autora, 2023.

Os AI ocorrem em cerca de 2 a 6% da população geral, sendo prevalentes em pessoas do sexo feminino e com maior incidência na faixa etária dos 50 a 60 anos; (AJIBOYE *et al.*, 2015). Cerca de 20 a 30% dos pacientes possuem mais de um aneurisma (ETMINAM, 2016), e os principais fatores de risco para seu desenvolvimento são o tabagismo e a hipertensão arterial (BOULOUIS *et al.*, 2017). Ademais, a morfologia do AI tem grande relação com seu risco de ruptura, sendo os fatores levados em consideração tamanho, localização, formato e parede irregular, entre outros (KRZYŻEWSKI *et al.*, 2018).

Na grande maioria dos casos, os pacientes não apresentam manifestações clínicas específicas, e, por isso, o diagnóstico é muitas vezes resultado de sintomas relacionados ao crescimento do aneurisma, como, por exemplo, a hemiparesia e paralisia do terceiro nervo craniano, causados pela compressão de estruturas cerebrais próximas (AJIBOYE *et al.*, 2015). Um sintoma recorrente, em cerca de 50% dos pacientes é a dor de cabeça, entretanto, sua relação com os AI ainda não está elucidada (BOULOUIS *et al.*, 2017).

Quando não descoberto e tratado, pode ocorrer a ruptura do AI e o quadro pode evoluir à hemorragia subaracnóidea, que está associada a uma mortalidade de 50% (TEXAKALIDIS *et al.*, 2019). A história natural dos AI ainda não é bem compreendida, de forma que não é possível prever quais AI são mais propensos a ruptura (BOULOUIS *et al.*, 2017).

O diagnóstico é realizado por meio de exames de imagem, como a angioressonância magnética (MRA – do inglês, *Magnetic Ressonance Angiography*), angiotomografia computadorizada (CTA – do inglês, *computed tomography angiography*) e, o padrão ouro, a angiografia com subtração digital (ASD) (Figura 6) (ANDRADE *et al.*, 2003; LEAL, 2019).

A ASD é o método de escolha para a investigação de AI, pois com ela é possível determinar as características anatômicas de forma definitiva do AI. O exame começa com punção arterial, tradicionalmente em artérias femoral ou radial direitas, com cateterização dos vasos intracranianos e injeção de contraste, para captura das imagens por Raios X e reconstrução computadorizada das mesmas (ANDRADE *et al.*, 2003).

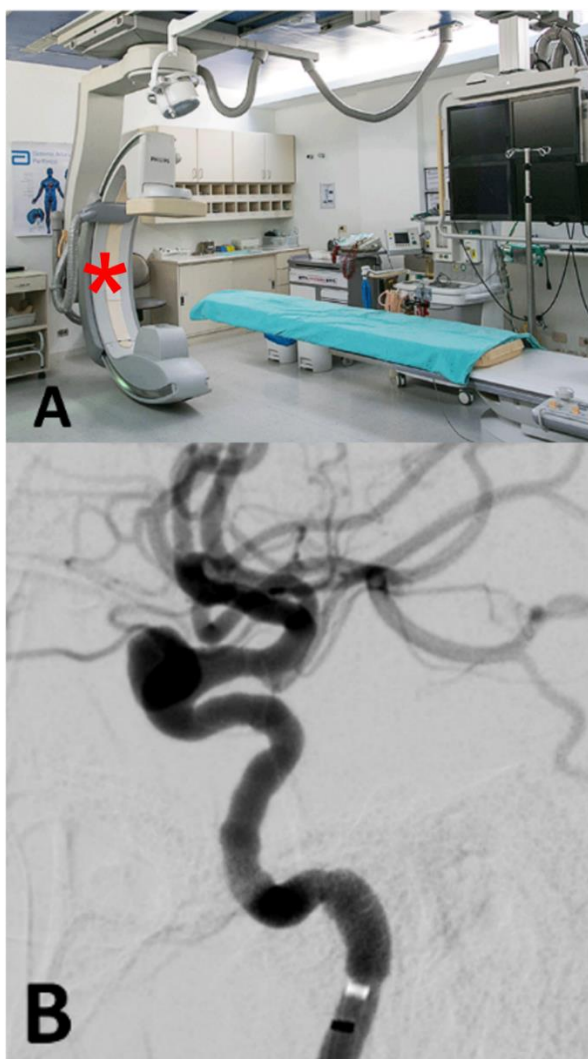


Figura 6: (A) Um equipamento de angiografia com subtração digital e (B) a imagem de artéria carótida interna obtida a partir deste. O asterisco destaca o C-arm do equipamento. Fonte: A autora, 2023.

Derivada da ASD, a Angiografia Rotacional com Reconstrução Tridimensional (3D-RA) é produzida pelo C-arm do sistema de ASD, que gera dado de volume 3D (Figura 7) a partir de uma única rotação de 180° ao redor do paciente, com injeção contínua de contraste. As imagens obtidas por essa modalidade oferecem uma visão mais precisa das estruturas vasculares quando comparada às outras técnicas utilizadas (SÖDER *et al.*, 2020).

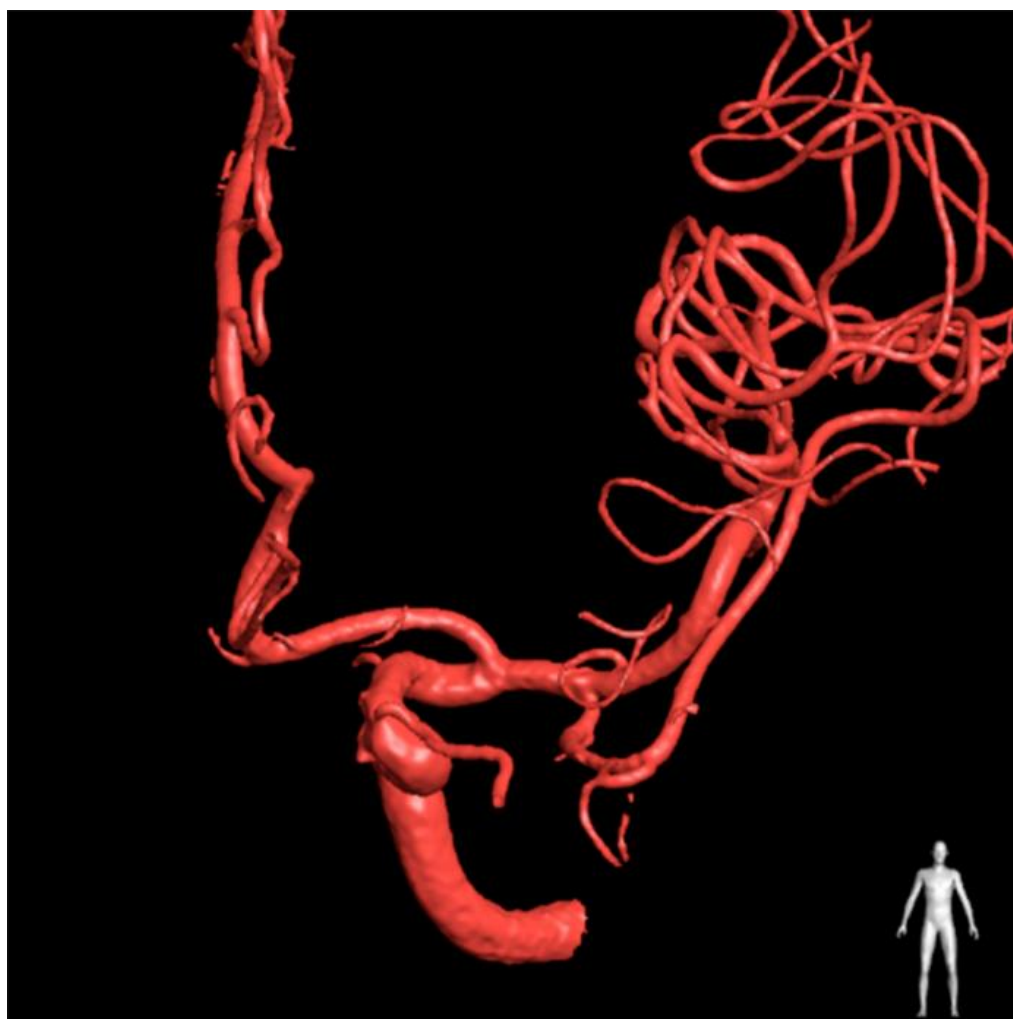


Figura 7: Reconstrução 3D da imagem DICOM obtida pela angiografia rotacional tridimensional (3D-RA). Fonte: A autora, 2023.

2.3.1 Tratamento

O tratamento consiste na exclusão do AI da circulação e pode ser realizado na modalidade endovascular – com a embolização utilizando micromolas, balões ou *stents* – ou microcirúrgica, com a clipagem do AI (ANDRADE *et al.*, 2003). A decisão

sobre a melhor conduta a ser seguida é baseada em fatores como: idade do paciente, tamanho do aneurisma, riscos de ruptura e riscos associados ao tratamento (ETMINAN, 2016).

O tratamento endovascular tradicionalmente utiliza micromolas de platina que se aglutinam no interior do aneurisma até sua exclusão da circulação arterial (STEINER *et al.*, 2013). Outra opção, endovascular, mais moderna, é a utilização de diversores de fluxo que tratam o segmento do vaso, não apenas o saco aneurismático (PIEROT, 2017). Os diversores de fluxo apresentam índices de oclusão do AI superiores a 90%, e têm sido amplamente utilizados em aneurismas com morfologia e localização complexas (BRINJIKJI *et al.*, 2013).

A clipagem do aneurisma no tratamento microcirúrgico, é o tratamento mais antigo aplicado e consiste no implante de um clipe metálico no colo aneurismático (Figura 8). Descrita em 1938, essa técnica é, até os dias atuais, considerada uma técnica segura para o tratamento de AI (LEAL, 2019).

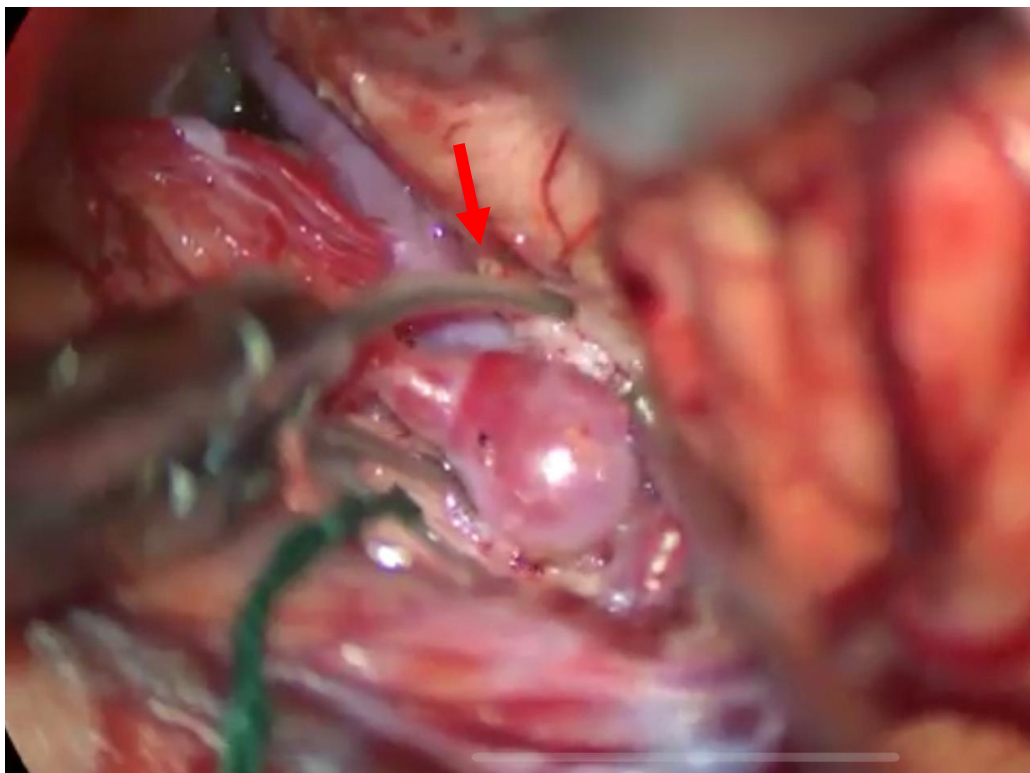


Figura 8: Implante de clipe metálico (seta) no colo aneurismático. Cortesia de André Giacomelli Leal, 2021.

Esses cliques são fabricados em titânio e são similares a um grampo, para posicioná-los corretamente, o neurocirurgião utiliza um aplicador. Para atender

diferentes necessidades, o mercado oferece uma variedade de tamanhos e formatos de cliques, sendo os principais formatos: reto, fenestrado, curvo e baioneta. Os tamanhos mais comuns são: os tamanhos mais utilizados são: 5, 7, 9 e 11 mm (Figura 9).

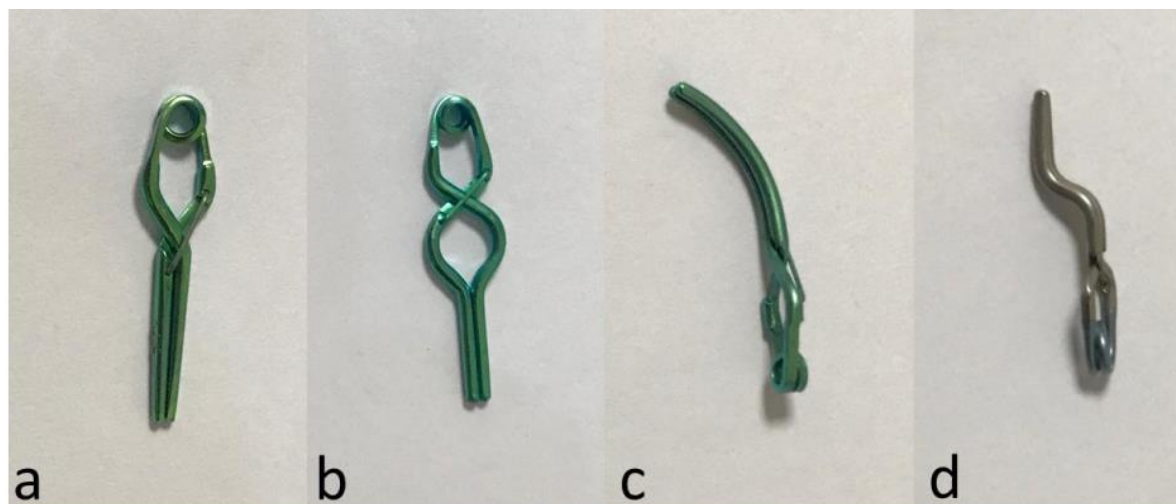


Figura 9: Principais formatos de cliques utilizados para o tratamento de AI: (a) reto, (b) fenestrado, (c) curvo e (d) baioneta. Fonte: Leal, 2019.

3 DELINEAMENTO METODOLÓGICO

3.1 TIPO GERAL DE ESTUDO

Trata-se de um estudo experimental, derivado do projeto guarda-chuva: “INVESTIGAÇÃO NA CONFECÇÃO E APLICAÇÃO DE BIOMODELOS 3D DE ANEURISMAS INTRACRANIANOS FABRICADOS POR MANUFATURA ADITIVA A PARTIR DE ANGIOGRAFIA POR SUBTRAÇÃO DIGITAL”, realizado durante o período de fevereiro de 2021 a fevereiro de 2023. A metodologia desse estudo é caracterizada pela modelagem 3D e confecção de modelos de aneurismas intracranianos para a simulação cirúrgica, em três maneiras distintas: (1) em resina flexível; (2) em filamento Poliuretano Termoplástico (TPU); e (3) em silicone, de acordo com o protocolo já descrito por Mashiko e colaboradores. (2017) e Leal (2019), que produziram biomodelos de AI em ABS, recobertos com silicone para mimetizar artérias intracranianas. Para tal, foram utilizados dois tipos de técnicas: (A) Impressão LCD e (B) Impressão FDM. Os modelos em silicone foram feitos a fim de servir como parâmetro de comparação à metodologia LCD, uma vez que é uma metodologia já estabelecida. O fluxograma da metodologia está apresentado na Figura 10.

3.2 LOCAL DE PESQUISA

O desenvolvimento e impressão dos biomodelos ocorreu no INC 3D Technology Lab, o laboratório de impressão 3D do Instituto de Neurologia de Curitiba (INC), conforme autorização da instituição (ANEXO I). Já a etapa de avaliação dos modelos, ocorreu no centro cirúrgico da mesma instituição e foi realizado por neurocirurgiões e residentes de neurocirurgia.

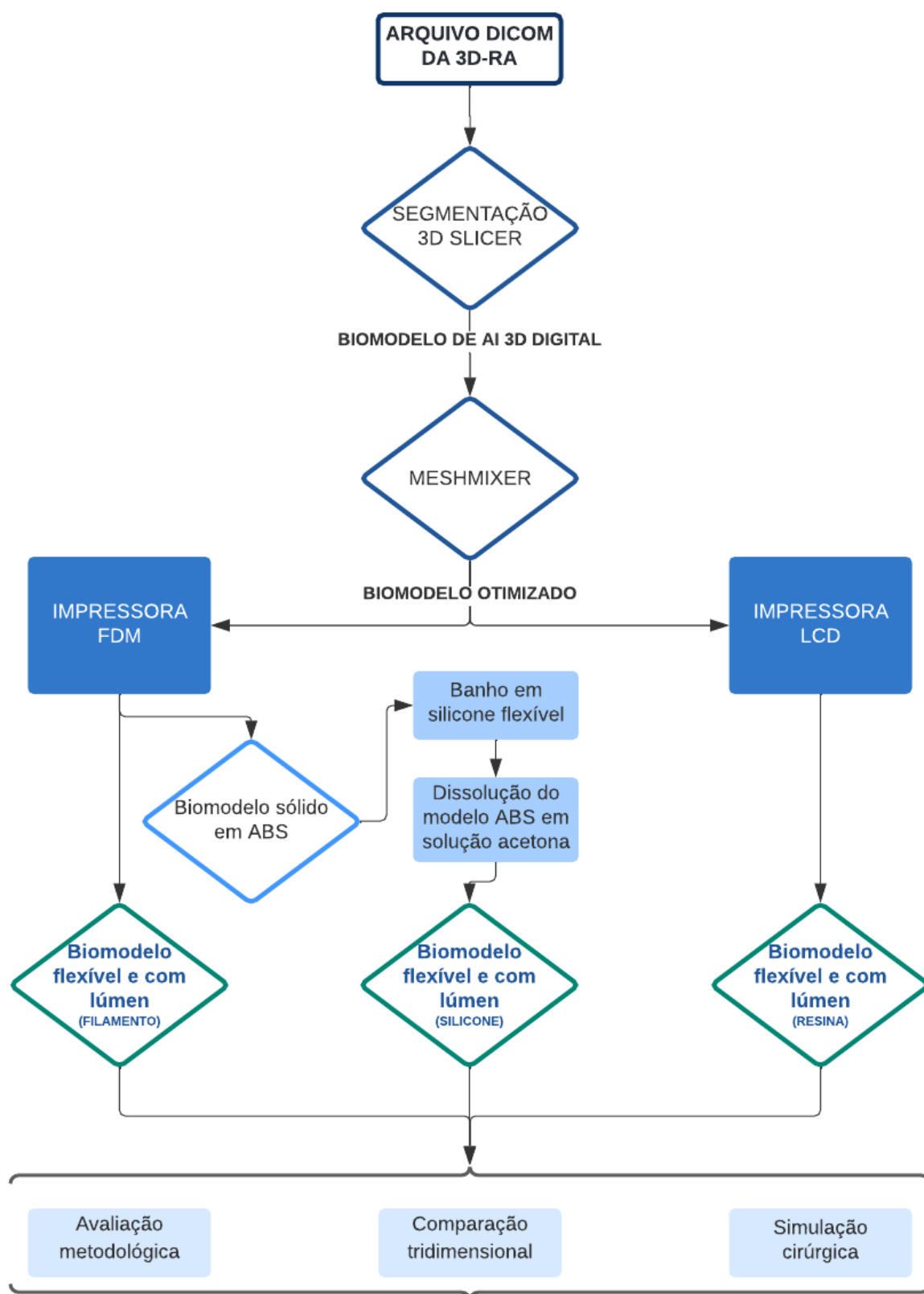


Figura 10: Fluxograma da metodologia aplicada. Fonte: A autora, 2023.

3.3 ASPECTOS ÉTICOS

O estudo guarda-chuva do qual deriva este projeto, foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos do Instituto de Neurologia de Curitiba (CEPSH-INC), sob protocolo nº4.467.491-2020 (conforme apresentado no ANEXO II).

3.4 SELEÇÃO DE PARTICIPANTES

Os objetos de pesquisa foram exames de 3D-RA, realizados no setor de Hemodinâmica do INC, por pacientes que possuem diagnóstico de AI e tem como recomendação médica o tratamento microcirúrgico. Foram selecionados 5 casos de interesse para a pesquisa, sem distinção de idade ou sexo. A autorização dos pacientes para uso das imagens dos exames foi obtida com o Termo de Consentimento Livre Esclarecido (TCLE) (ANEXO III).

3.4.1 Critérios de inclusão e exclusão

Critérios de inclusão de participantes no estudo:

- Pacientes que realizaram exames de 3D-RA no setor de hemodinâmica e foram diagnosticados com AI;
- Pacientes que tinham como indicação o tratamento microcirúrgico;
- Pacientes com idade superior a 18 anos.

Critérios de exclusão de participantes no estudo:

- Pacientes que se recusaram a assinar o TCLE.

3.5 ORGANIZAÇÃO E ANÁLISE DOS DADOS

Os dados obtidos em cada item de avaliação, para cada metodologia, foram tabelados no *software* Excel®. Além disso, os exames de imagem, modelos digitais e fotos dos modelos impressos foram armazenados no banco de imagens do INC 3D Technology Lab.

3.6 TESTES PRELIMINARES

Para definir os parâmetros de segmentação e de impressão dos modelos 3D foram realizados testes preliminares. Para tal, foram escolhidos dois exames de 3D-RA e as artérias com aneurismas foram segmentadas com diferentes espessuras de parede. Esses modelos foram, então, impressos e comparados, de forma a definir os seguintes parâmetros: protocolo de segmentação e espessura de parede dos biomodelos.

Ainda nessa etapa, verificou-se que a impressão em filamento flexível (TPU), não seria adequada para a fabricação de biomodelos de aneurismas, pois o biomodelo teste não ficou com o aspecto desejado. Atribuiu-se ao fato de o tipo de extrusora da impressora, não ser adequado ao tipo de material, pois filamentos flexíveis são mais bem trabalhados em extrusoras do tipo *direct drive*. Assim, o desenvolvimento da metodologia seguiu apenas com a impressão em resina e em ABS (Figura 11).

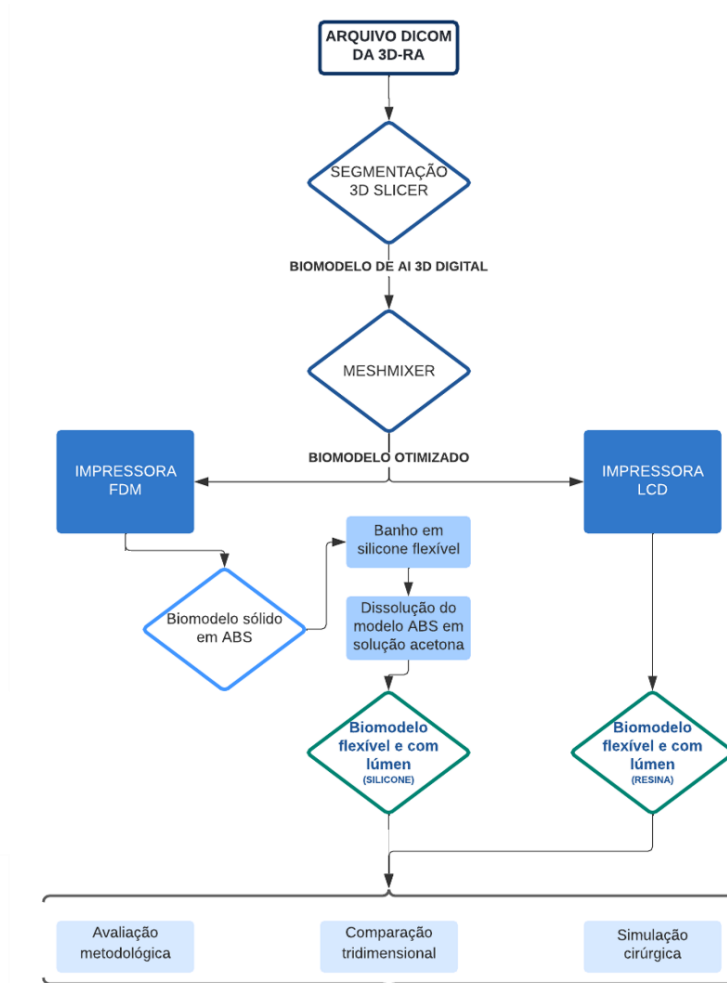


Figura 11: Metodologia aplicada após os testes preliminares. Fonte: A autora, 2023.

3.7 SEGMENTAÇÃO 3D

Essa etapa foi padrão para a reconstrução 3D de todos os modelos. A partir dos arquivos DICOM obtidos no exame de 3D-RA foram criados os modelos digitais 3D dos aneurismas, utilizando o *software* 3D Slicer® (*Brigham and Women's Hospital*) versão 4.11.2.20200930, um *software* gratuito e de código aberto, utilizado para análise e visualização científica de imagens médicas em 3D.

Neste *software*, por meio da aplicação de uma máscara, de modo a diferenciar o contraste utilizado no exame, é possível selecionar e limpar a área/região de interesse, nesse caso, as artérias intracranianas (Figura 12).

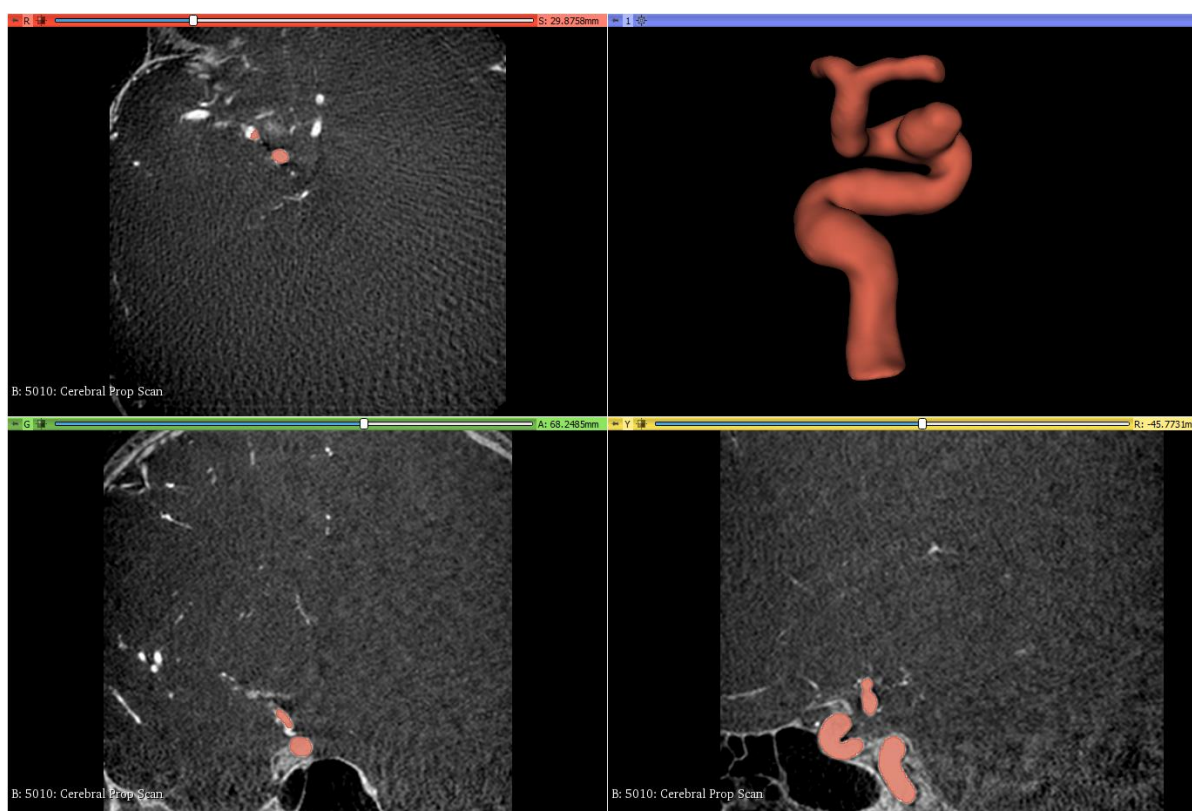


Figura 12: Interface do *software* 3D Slicer para a segmentação de artéria. O *software* expõe o exame de imagem em três planos: axial (quadro vermelho), coronal (quadro verde) e sagital (quadro amarelo) e a reconstrução em 3D (quadro azul). Fonte: A autora, 20223

Para a impressão em resina, os modelos foram aumentados em 0,2 mm considerando o contraste como a parte interna, como uma forma de compensar a falta das paredes arteriais, já que a reconstrução é do contraste, não das paredes. Após esse processo, utilizando a ferramenta *hollow*, foi criado um espaço para simular o lúmen no modelo, como uma artéria, com a espessura de parede de 0,2 mm, definida

pelos testes preliminares. Para os modelos que seriam impressos em filamento, foi realizado apenas a etapa de *hollow*. A espessura selecionada para a parede arterial, foi definida em conversa com neurocirurgiões, como essa espessura não é encontrada na literatura e não é a mesma em todas as pessoas, optou-se por utilizar esse valor empírico. O modelo foi salvo em formato *.stl*, que é o formato padrão utilizado nos processos de MA. Após a reconstrução pelo 3D Slicer, foi utilizado o *software* de modelagem 3D Autodesk Meshmixer® (Autodesk, EUA), versão 3.4.474 para o pós-processamento, com correção da malha.

3.8 IMPRESSÃO LCD

Para a MA dos modelos em resina flexível, foi utilizada uma impressora Creality® LD-002-H (Creality 3D Technology Co., Ltd, China), que utiliza a tecnologia LCD monocromática, com uma resolução de 2 K e uma altura de camada de 0,03 mm e a Resina 3D Flexível da marca 3D Lab®. Nessa etapa, o planejamento do processo de impressão foi realizado no *software* gratuito Chitubox® (CBD-Tech, China) versão 1.7.0 (Figura 13). Após a manufatura, a peça foi lavada em álcool isopropílico e curada em luz UV. Para essa última etapa, foi utilizada a câmara de lavagem e cura Creality UW-01 (Figura 14).

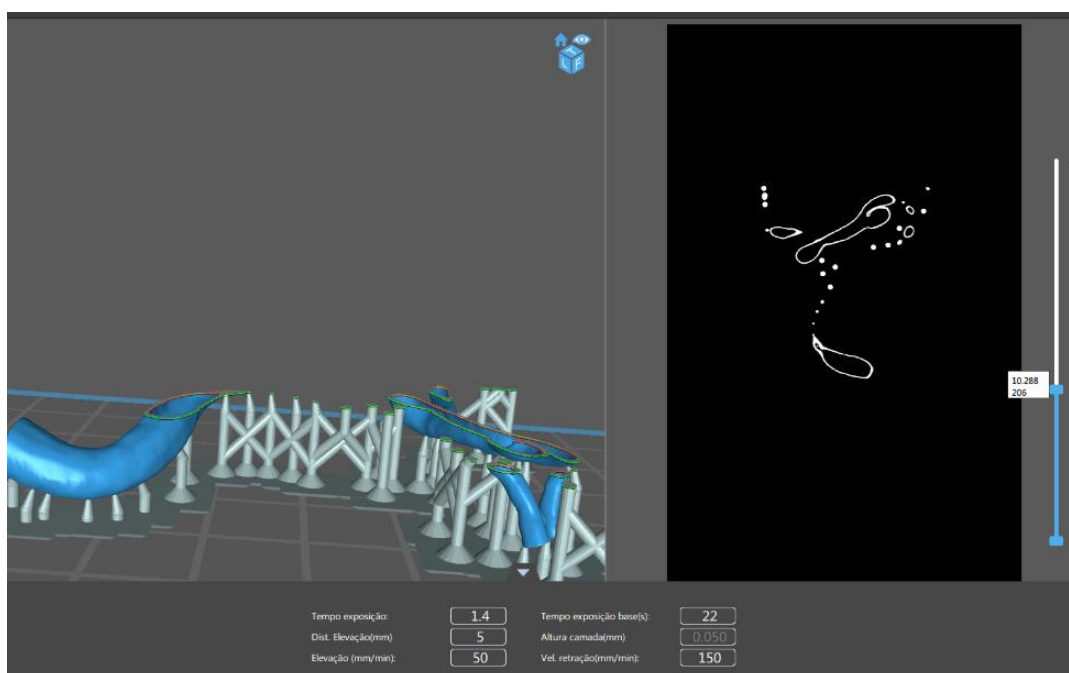


Figura 13: Planejamento da impressão no software Chitubox®. Observa-se o biomodelo, com suportes, em camadas, assim como os dados de impressão. Fonte: A autora, 2023.

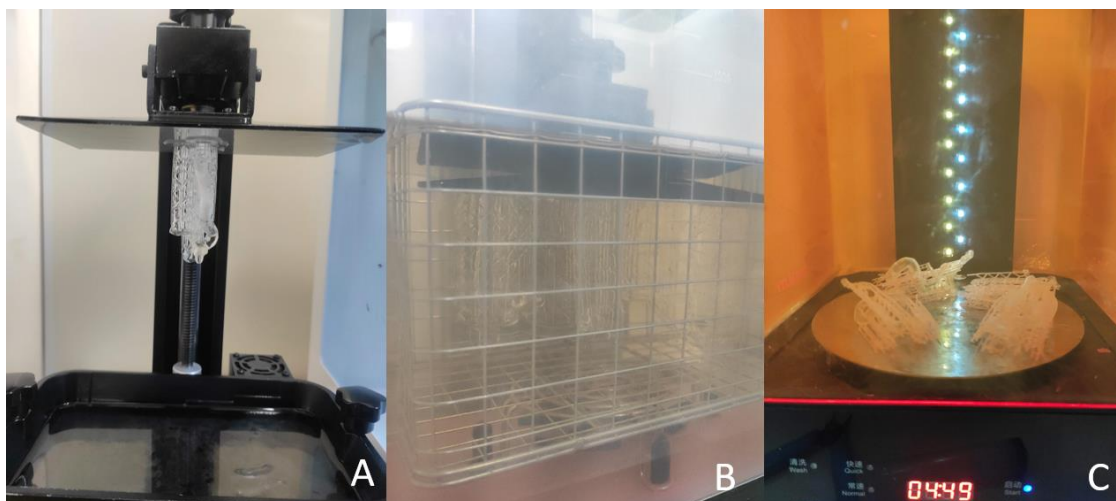


Figura 14: Processo de impressão e pós processamento dos modelos em resina flexível, na impressora LCD. (A) Biomodelo na mesa, ao final da impressão; (B) Lavagem; e (C) processo de cura.
Fonte: A autora, 2023.

3.9 IMPRESSÃO FDM

A impressora FDM foi utilizada para impressão dos modelos em ABS que foram posteriormente recobertos com silicone, conforme descrito por Leal (2019). A impressora utilizada foi a Creality CR5-PRO (Creality 3D Technology Co., Ltd, China), fornecida pelo INC 3D Technology Lab; o material de extrusão utilizado foi o filamento de ABS da marca 3D Lab®, escolhido por sua capacidade de dissolução em acetona. O *software* fatiador utilizado nessa etapa foi o Ultimaker Cura® versão 4.10.0 (Ultimaker, *Netherlands*), um *software* de segmentação 3D de código aberto, utilizado para preparar o modelo para impressão. Foi utilizada uma altura de camada de 0,08 mm e velocidade de impressão de 30 mm/s (Figuras 15 e 16).

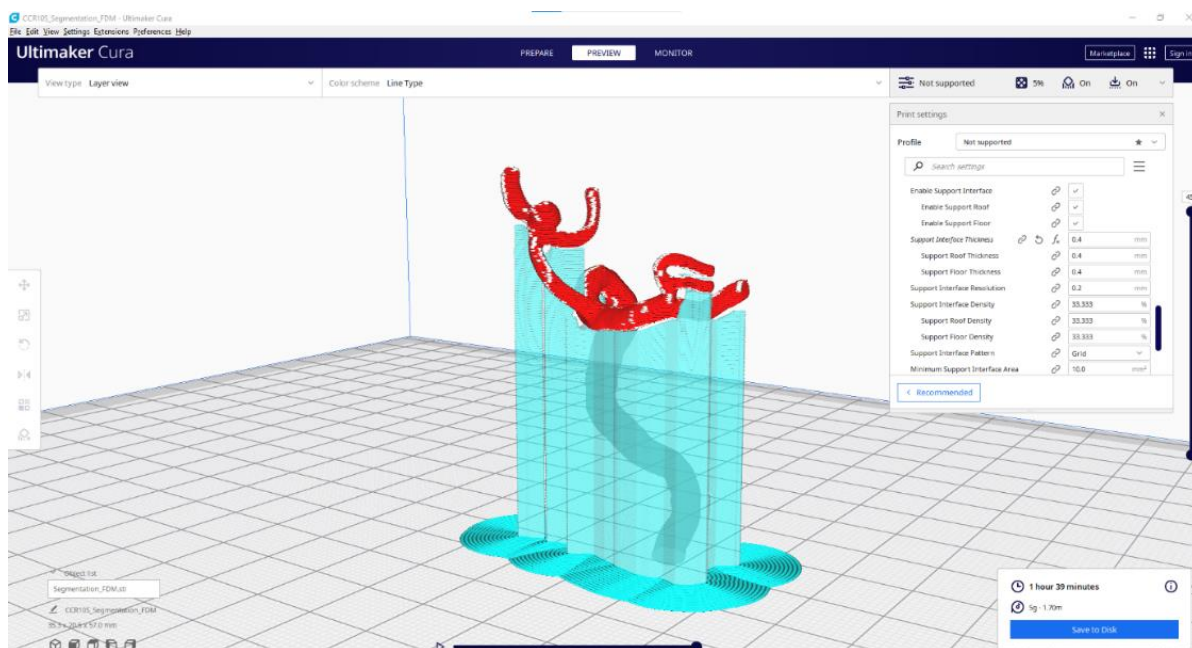


Figura 15: Planejamento da impressão FDM no software Cura. Fonte: A autora, 2023.

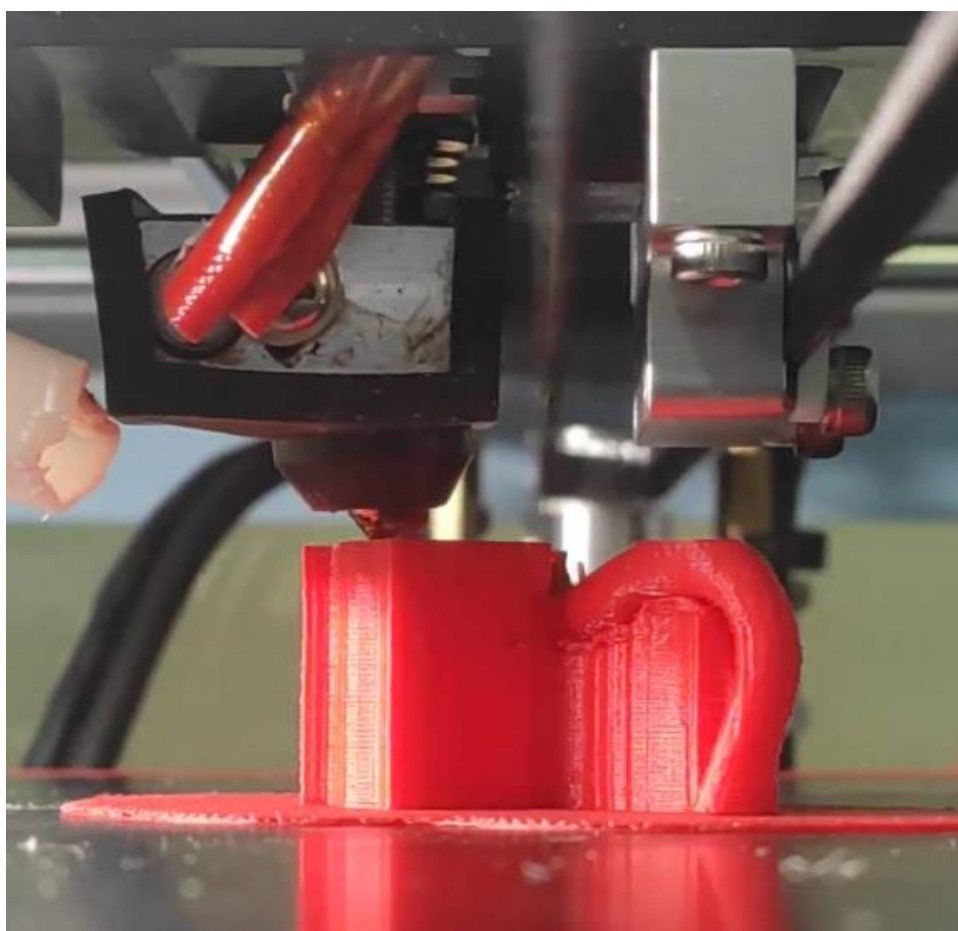


Figura 16: Biomodelo durante o processo de impressão em filamento ABS. Fonte: A autora, 2023.

3.9.1 Confeção dos modelos em silicone

Concluída a manufatura dos modelos em ABS, foram confeccionados os modelos de silicone já descritos na literatura. Para tal, cada modelo foi recoberto com uma fina camada de borracha de silicone altamente flexível da marca Redelease®, aplicado manualmente com um pincel. Após a secagem, o molde de ABS foi dissolvido em solução preparadora (Tigre®), uma solução de acetona e metil cetona. Assim, foram obtidos biomodelos com lúmen e maleáveis, conforme já descrito por Leal (2019) (Figura 17).

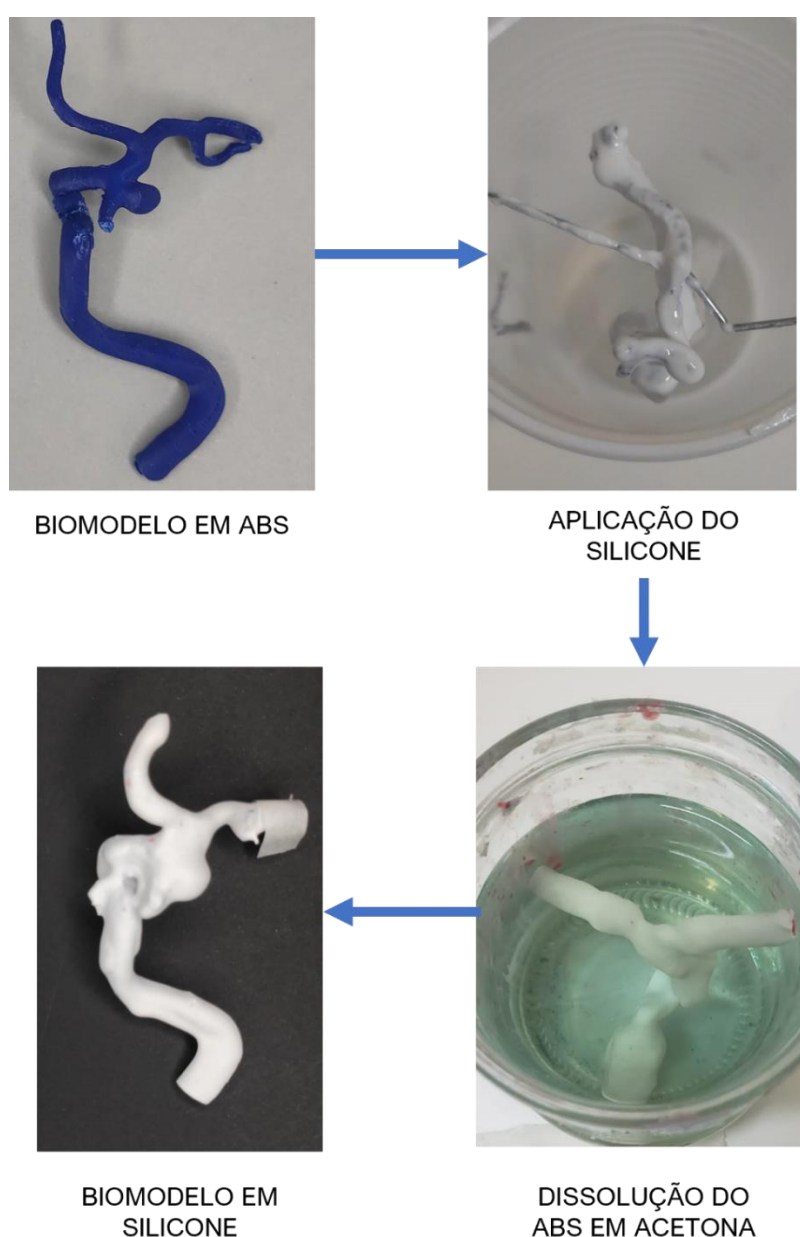


Figura 17: Processo de confecção dos biomodelos em silicone. Fonte: A autora, 2023.

3.10 FABRICAÇÃO DO CRÂNIO

Para tornar os modelos mais realistas, foi produzido, também em impressora FDM, um biomodelo de crânio. Este foi segmentado a partir de uma TC, utilizando o mesmo princípio da segmentação dos aneurismas. Pensando em tornar o biomodelo completo mais acessível, foi produzido apenas um crânio (considerado padrão), com pequenas adaptações para que se encaixassem todos os aneurismas. No software Blender foi utilizada a ferramenta de subtração booleana no crânio, para que fosse possível a inclusão de todos os aneurismas, de forma que se tornou possível encaixá-los facilmente no crânio (Figura 18 A). No software Meshmixer, com o auxílio de um neurocirurgião, foram feitos cortes para simular as craniotomias direita e esquerda para acessar os aneurismas (Figura 18 B).

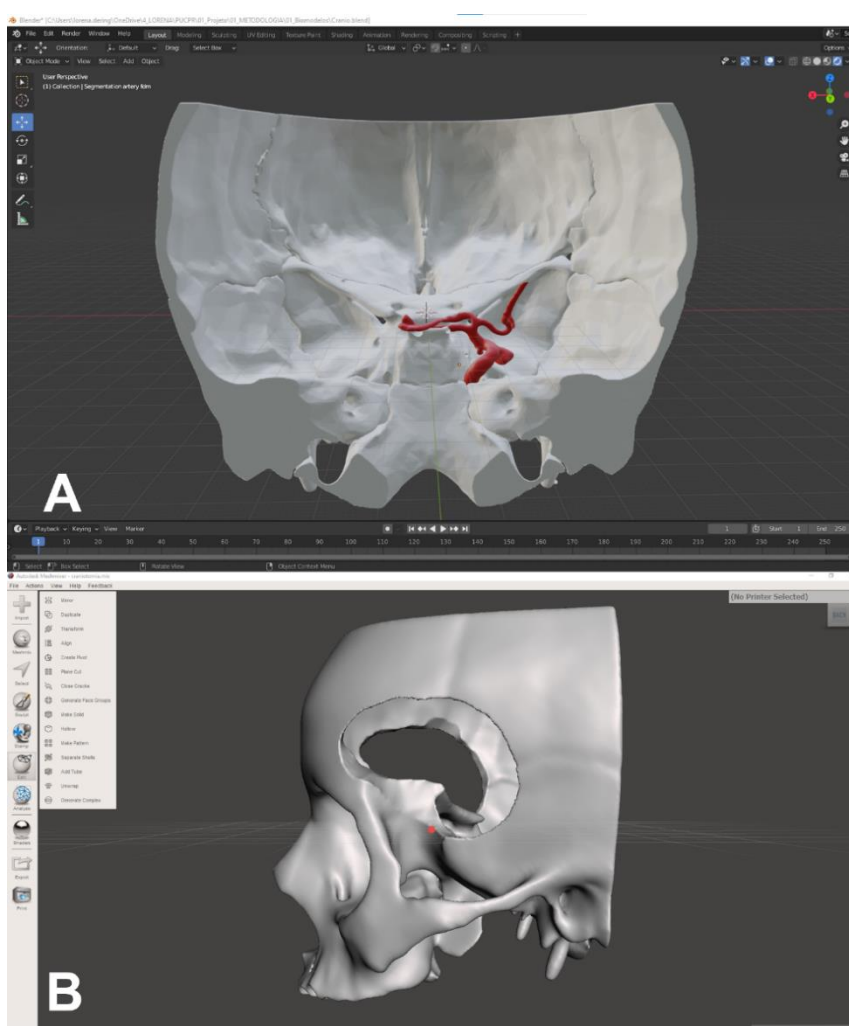


Figura 18: (A) Utilização do software Blender para realizar a operação booleana de subtração do aneurisma no crânio; (B) Utilização do software Meshmixer para criar a craniotomia nos lados direito e esquerdo do crânio. Fonte: A autora, 2023.

3.11 AVALIAÇÃO E COMPARAÇÃO DOS BIOMODELOS

A avaliação e comparação dos biomodelos será feita em três etapas: (1) a análise da manufatura aplicada em cada modalidade de fabricação, (2) a comparação morfométrica entre os biomodelos e (3) a avaliação da sua utilização como ferramenta no treinamento cirúrgico. Tais etapas são descritas na sequência.

3.11.1 Análise da manufatura

Para a avaliação dos métodos de fabricação dos biomodelos, foram tabelados, para comparação, os seguintes parâmetros em cada método: tempo de impressão e pós processamento, tempo total e custo, todos os dados fornecidos pelos softwares de planejamento da impressão.

3.11.2 Comparação morfométrica

A segunda avaliação foi referente a fidelidade da morfometria dos biomodelos impressos comparando-se com as reconstruções 3D, obtidos a partir do DICOM da 3D-RA. Foi realizada a TC de todos os modelos (Figura 19) em um tomógrafo General Electric Optima, com *slices* de 0.625 mm. Dessa maneira, foram obtidos os arquivos 3D dos biomodelos, que foram comparados ao arquivo original, utilizando o *software* Geomagic Wrap® (3D Systems), com o objetivo de verificar similaridades e diferenças entre os biomodelos com o arquivo original (reconstruções 3D das artérias).

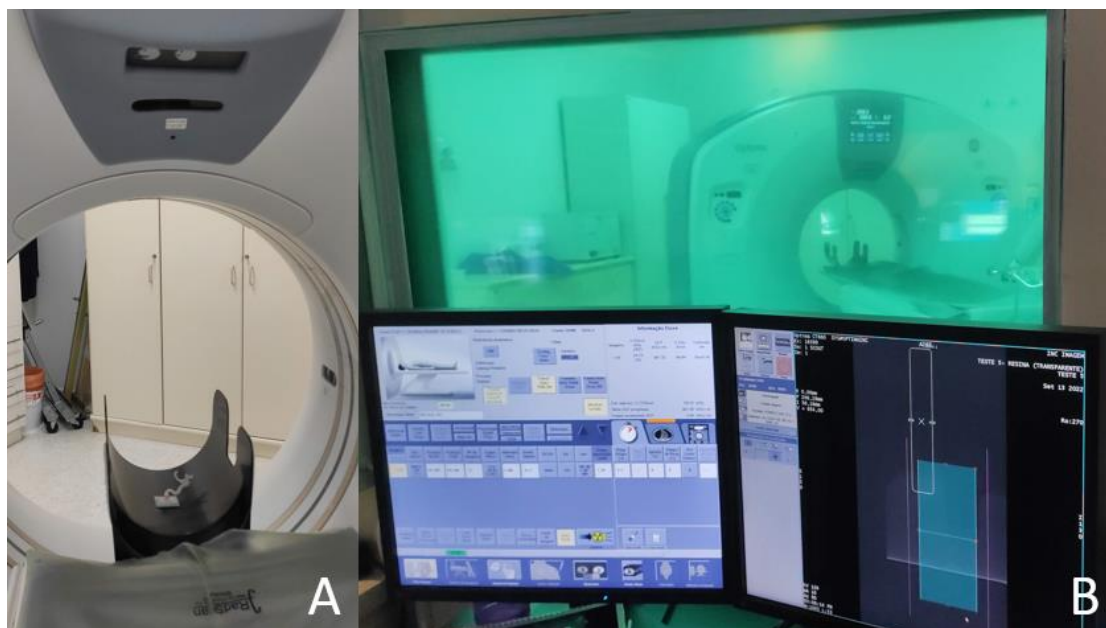


Figura 19: Tomografia computadorizada dos biomodelos. (A) biomodelo no tomógrafo; (B) *workstation* durante a realização da TC. Fonte: A autora, 2023.

Com a reconstrução 3D das imagens DICOM de TC dos biomodelos e a comparação destes com o arquivo original, no *software* Geomagic Wrap®, percebeu-se que as reconstruções de TC estavam visivelmente mais volumosas que o arquivo original, como pode ser visto na figura 20, que mostra a sobreposição da reconstrução com o arquivo original.

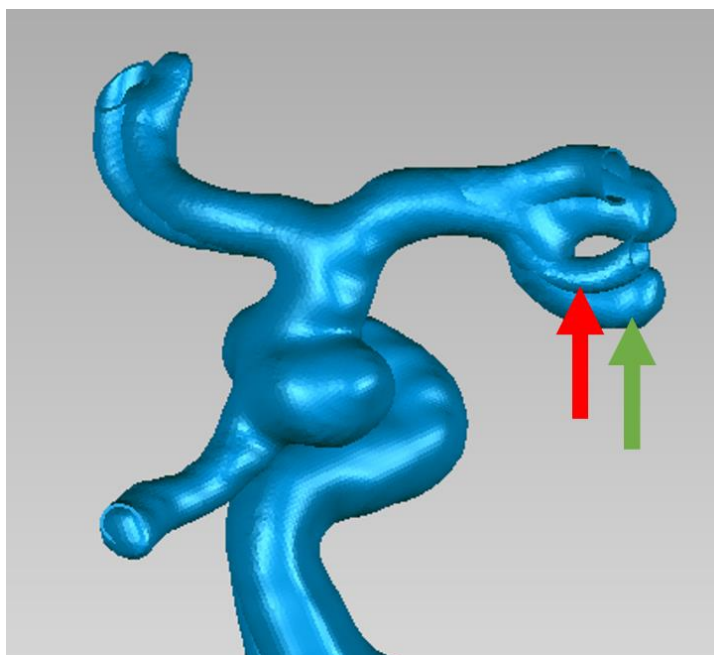


Figura 20: Sobreposição do arquivo original (seta vermelha) com a reconstrução da TC do biomodelo (seta verde). Fonte: A autora, 2023.

É possível que essa ocorrência seja justificada pela radiopacidade da resina, que não teve seus detalhes detectados pelo tomógrafo. Por isso, a análise das TC dos biomodelos foi suspensa.

Em substituição à essa comparação tridimensional dos biomodelos, optou-se por fazer o escaneamento dos biomodelos, utilizando um scanner 3D HandyScan, modelo RevScan® (Creaform), do Laboratório de Imagens da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR). O scanner foi inicialmente calibrado de acordo com as instruções do fabricante. O modelo 3D foi colocado sobre uma superfície preta, onde foram aplicados pontos reflexivos, para delimitação da varredura (Figura 21). A peça foi então escaneada com uma resolução de 0,2 mm para a geração da digitalização dos biomodelos. Na sequência, no software Geomagic Wrap® o arquivo passou por um pós-processamento (para otimização/fechamento manual dos triângulos) incluindo principalmente as áreas que não foram alcançadas pelo laser. Por fim, foi realizada uma limpeza, obtendo-se assim um modelo digital 3D, em formato .stl, em todos os modelos impressos a serem avaliados nessa pesquisa.



Figura 21: Escaneamento de um dos biomodelos de silicone. A peça é fixada sobre uma superfície preta, marcada com pontos de varredura. Fonte: A autora, 2023.

Todos os biomodelos escaneados foram comparados ao seu arquivo de origem (àquele utilizado para a impressão), utilizando a ferramenta de alinhamento do Geomagic Wrap®. Inicialmente foi realizado o alinhamento manual dos biomodelos, selecionando pontos comuns em ambos (Figura 22). Em seguida, foi utilizada a ferramenta de alinhamento global, que realiza um ajuste fino no processo de alinhamento manual e posteriormente permite o cálculo das diferenças entre os modelos, resultando em um mapa de cores (Figura 23).

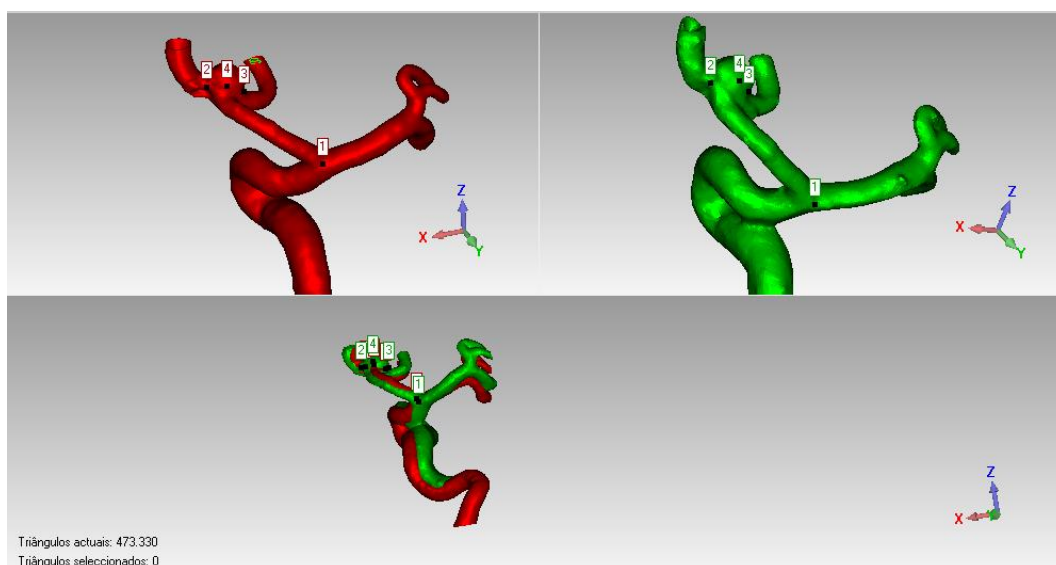


Figura 22: Alinhamento manual dos biomodelos no software Geomagic. Em vermelho, o arquivo original e em verde o arquivo resultante do escaneamento de um biomodelo em resina. São escolhidos pontos em comuns nos biomodelos, para o alinhamento. Fonte: A autora, 2023.

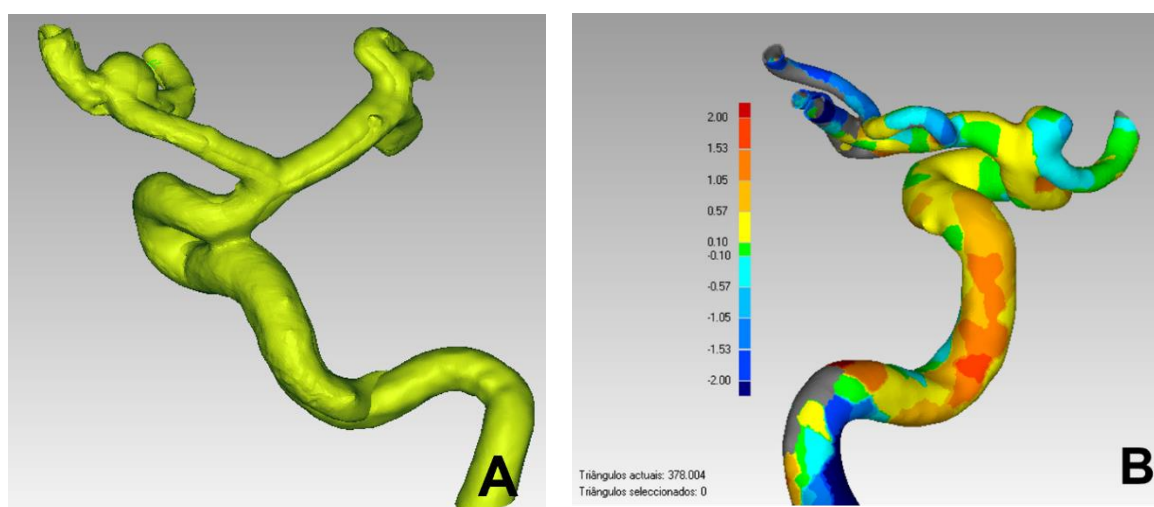


Figura 23: (A) A ferramenta de alinhamento global realiza os ajustes finos referentes ao alinhamento. (B) Geração de um mapa de cores mostrando as diferenças, em milímetros, por meio da comparação e sobreposição entre os dois modelos. Fonte: A autora, 2023.

3.11.3 Simulação cirúrgica

Após as análises em laboratório (fabricação e comparação geométrica), os modelos foram avaliados por cinco profissionais: 3 neurocirurgiões e 2 residentes. Para cada um foi designado um biomodelo aleatório, com o qual o profissional fez a simulação da clipagem do aneurisma, com as duas metodologias diferentes de fabricação: (A) resina e (B) silicone (Figura 24), resultando em duas avaliações para cada. Após a clipagem, foi feita uma injeção de corante nos biomodelos, para verificar se o fluxo foi interrompido, ou seja, para a certificação da clipagem do aneurisma (figura 25). Após tais procedimentos, os avaliadores responderam ao questionário sobre a utilização dos biomodelos (ANEXO IV). O questionário foi composto por 5 questões, sendo uma delas uma avaliação por escala Likert de 4 pontos, que avaliou o grau de concordância do avaliador com quatro afirmações. As respostas dos formulários foram tabeladas no *software* Excel®.

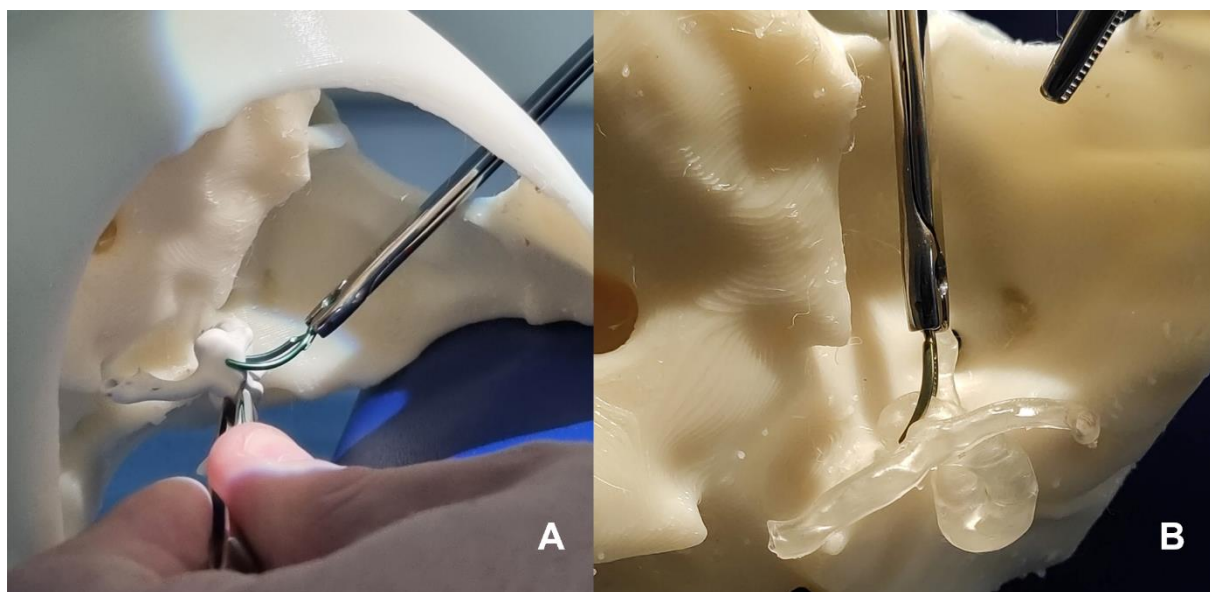


Figura 24: Simulação da clipagem dos aneurismas em (A) resina e (B) silicone. Fonte: A autora, 2023.

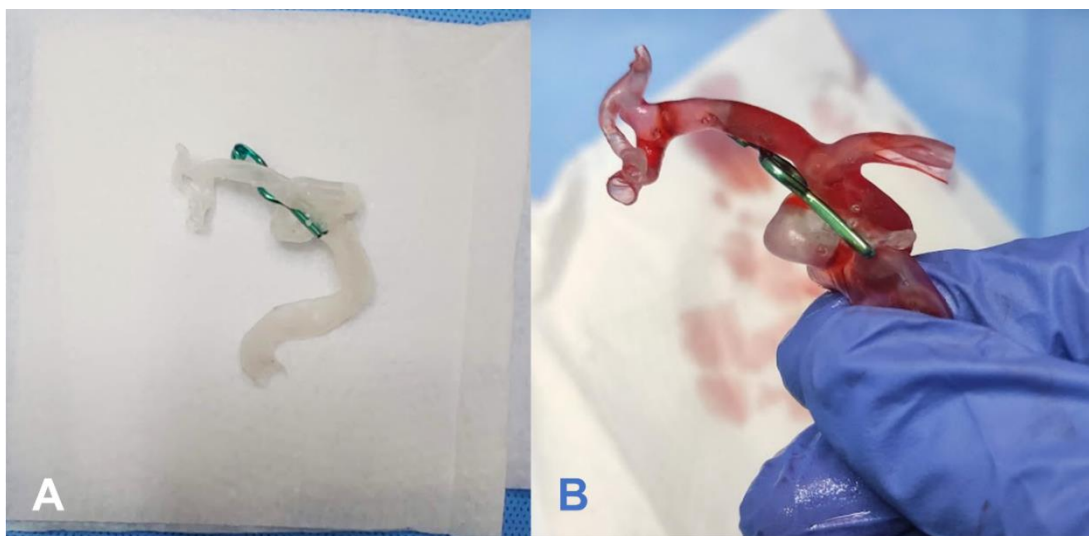


Figura 25: Método utilizado para verificar a oclusão do aneurisma após a clipagem. (A) Aneurisma após a clipagem; (B) Verificação da exclusão do aneurisma com a injeção de corante na artéria. Fonte: A autora, 2023.

4 RESULTADOS

4.1 PARTICIPANTES SELECIONADOS

Foram selecionados 5 participantes, que realizaram exames de 3D-RA no setor de Hemodinâmica do INC e aceitaram assinar o TCLE (Anexo III). A seguir, a descrição dos casos selecionados, com seus biomodelos correspondentes.

4.1.1 Caso 1

Paciente feminino, 63 anos, com aneurisma em segmento oftálmico (C6) da artéria carótida interna direita com dimensões de 4,0 mm (colo) x 5,98 mm (colo-domus) x 6,98 mm (maior diâmetro), apresentando orientação medial e sendo melhor visualizado em incidência oblíqua anterior esquerda (Figuras 26 e 27).

A Artéria possui variante anatômica, origem anômala da artéria oftálmica à direita, com hipoplasia de sua origem habitual e suprimento através de ramo carotídeo externo, além de presença de ramo acessório para artéria cerebral média direita, com origem na parede superior.

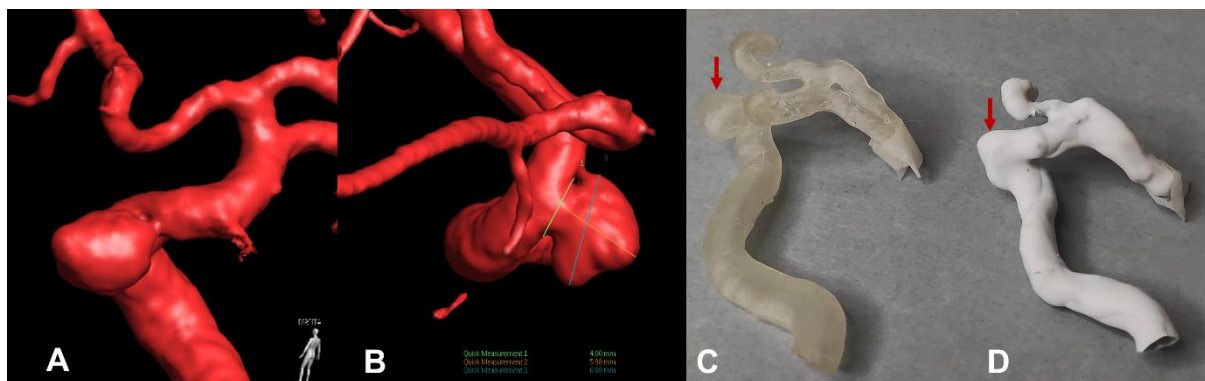


Figura 26: Caso 1. (A) Modelo 3D obtido diretamente da workstation na 3D-RA. (B) Medições realizadas pelo profissional médico no equipamento de 3D-RA. (C) Biomodelo em resina e (D) biomodelo em silicone. As setas vermelhas indicam os aneurismas. Fonte: A autora, 2023.

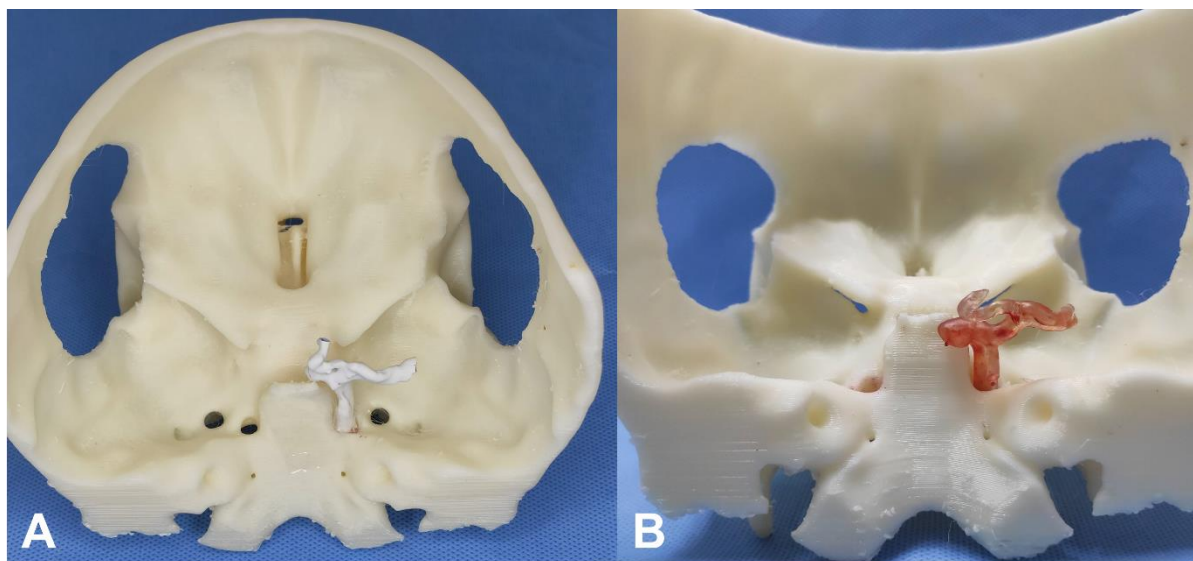


Figura 27: Crânio e (A) biomodelo em silicone e (B) resina posicionados no crânio impresso em ABS.
Fonte: A autora, 2023.

4.1.2 Caso 2

Paciente feminino, 70 anos, apresentou aneurisma sacular em segmento comunicante (C7) da artéria carótida interna esquerda, comprometendo colo da artéria comunicante posterior ipsilateral, com dimensões de 3,99 mm (colo) x 5,79 mm (colo-domus) x 4,90 mm (maior diâmetro), apresentando orientação temporal e sendo mais bem visualizado em incidência anteroposterior (Figuras 28 e 29).

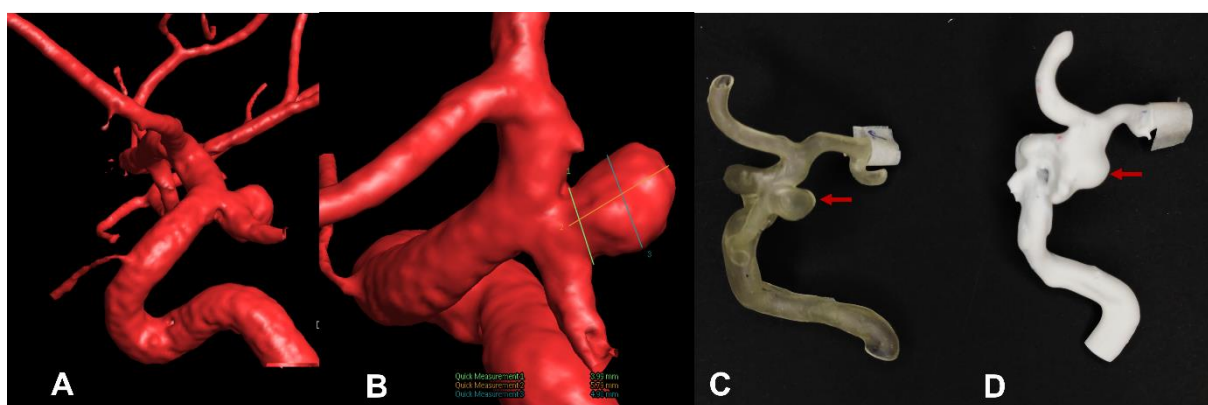


Figura 28: Caso 2. (A) Modelo 3D obtido por meio da workstation da 3D-RA. (B) Medições realizadas pelo profissional médico na máquina de 3D-RA. (C) Biomodelo em resina e (D) biomodelo em silicone.
Fonte: A autora, 2023.

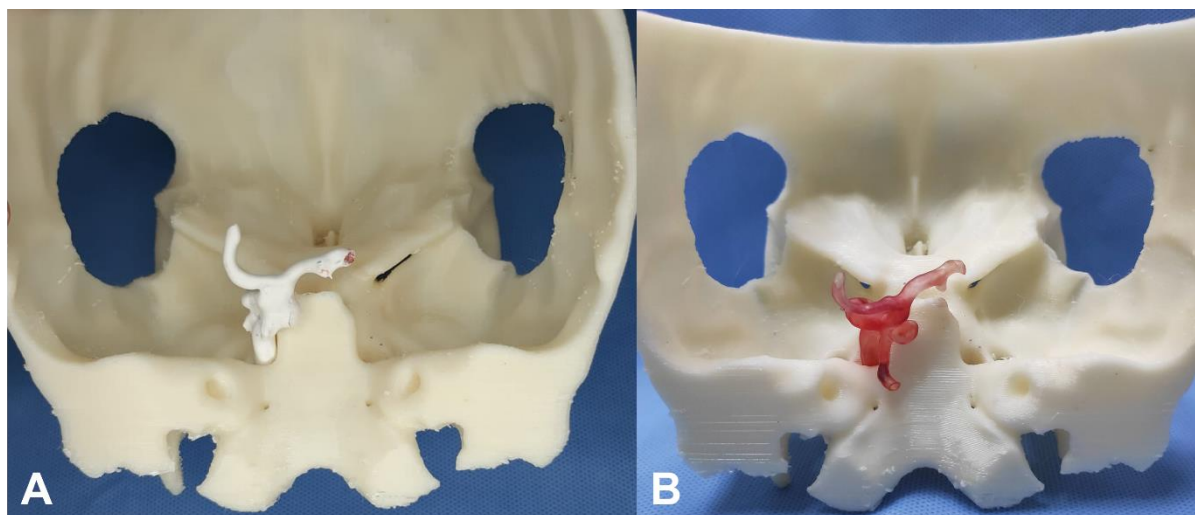


Figura 29: Crânio e (A) biomodelo em silicone e (B) resina posicionados no crânio impresso em ABS.
Fonte: A autora, 2023.

4.1.3 Caso 3

Paciente feminino, 63 anos, apresentou aneurisma sacular de colo largo em bifurcação de artéria carótida interna esquerda, comprometendo mais significativamente origem de artéria cerebral anterior esquerda, com dimensões de 3,7 mm (colo) x 7,31 mm (colo-domus) e 6,99 mm (maior diâmetro). Tal aneurisma apresenta orientação superior e é mais bem visualizado na incidência anteroposterior (Figuras 30 e 31).

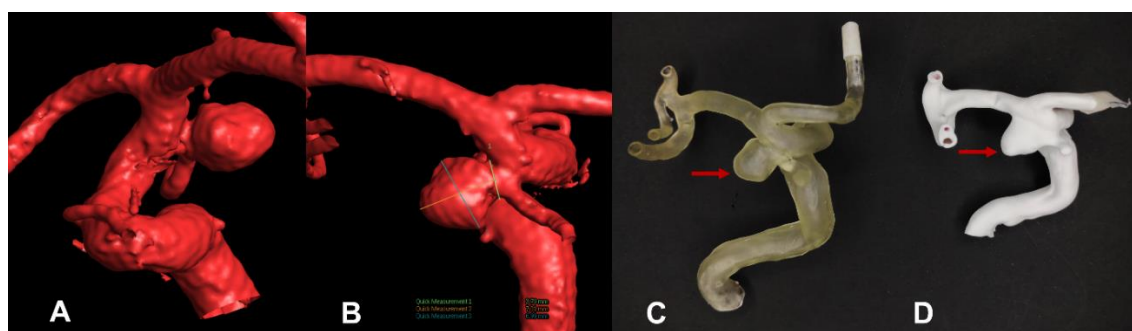


Figura 30: Caso 3. (A) Modelo 3D obtido por meio da workstation da 3D-RA. (B) Medições realizadas pelo profissional médico na máquina de 3D-RA. (C) Biomodelo em resina e (D) biomodelo em silicone. As setas vermelhas indicam os aneurismas. Fonte: A autora, 2023.

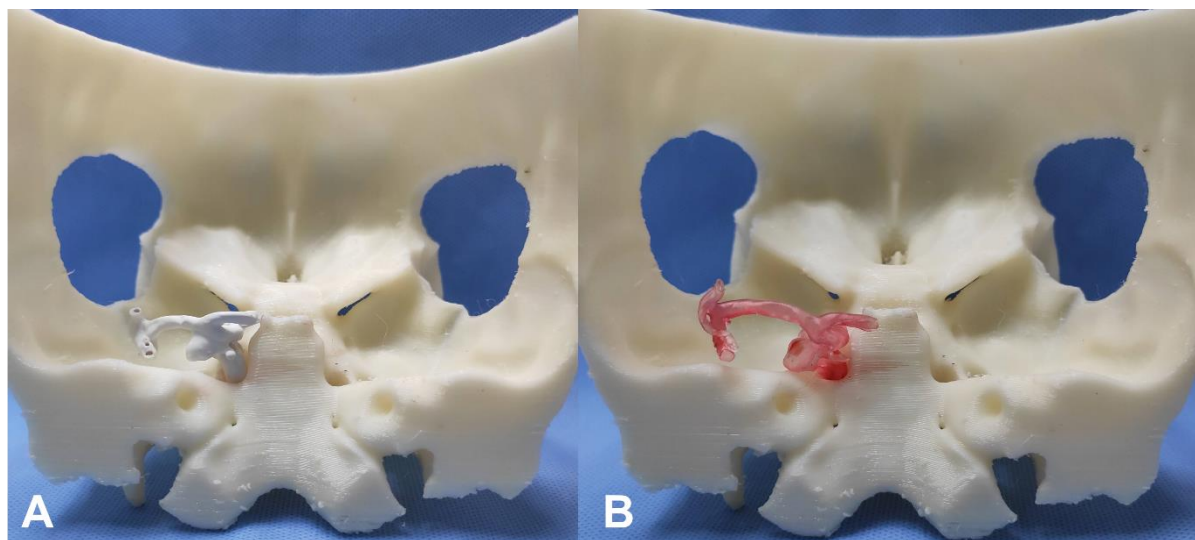


Figura 31: Crânio e (A) biomodelo em silicone e (B) resina posicionados no crânio impresso em ABS.
Fonte: A autora, 2023.

4.1.4 Caso 4

Paciente feminino, 75 anos, observado aneurisma sacular de colo largo em artéria comunicante anterior, preenchido preferencialmente por artéria cerebral anterior direita, com dimensões de 4,3 mm (colo) x 3,7 mm (colo-domus), apresentado lobulação em sua parede lateral esquerda; o aneurisma apresenta orientação anterossuperior (Figuras 32 e 33).

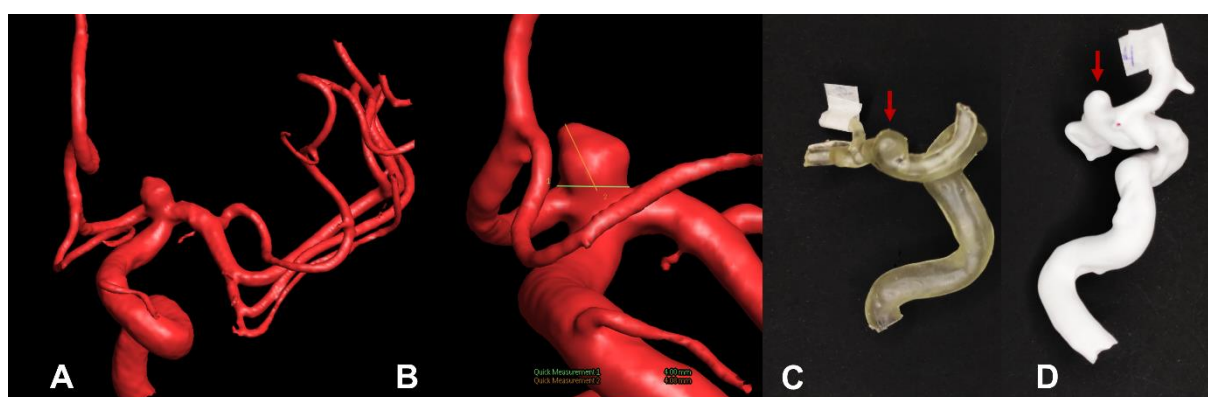


Figura 32: Caso 4. (A) Modelo 3D obtida diretamente por meio da workstation da 3D-RA. (B) Medições realizadas pelo profissional médico na máquina de 3D-RA. (C) Biomodelo em resina e (D) biomodelo em silicone. As setas vermelhas indicam os aneurismas. Fonte: A autora, 2023.

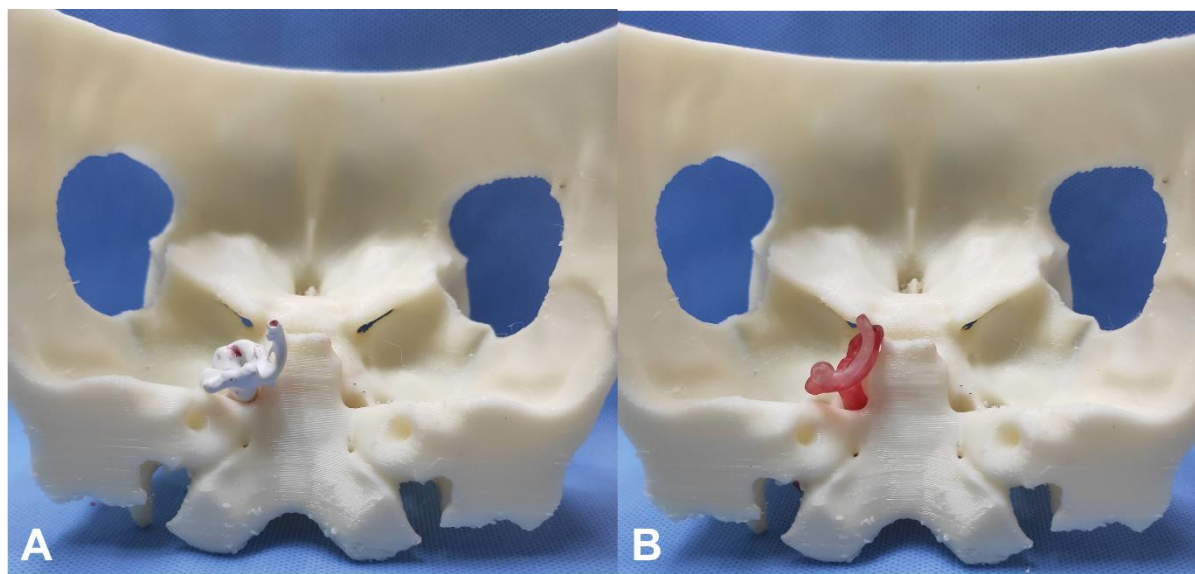


Figura 33: Crânio e (A) biomodelo em silicone e (B) resina posicionados no crânio impresso em ABS.
Fonte: A autora, 2023.

4.1.5 Caso 5

Paciente feminino, 58 anos, observado aneurisma sacular em origem de artéria comunicante posterior direita, imediatamente após sua emergência do segmento comunicante (C7) da artéria carótida interna direita, com dimensões de 4,54 mm (colo) x 3,95 mm (colo-domus), apresentando orientação temporal e sendo mais bem visualizado em incidência oblíqua anterior direita. Além disso, também foram constatadas a duplicação da artéria cerebelar superior direita e a origem fetal da artéria cerebral posterior direita, com hipoplasia de seu segmento P1 e suprimento de P2 em diante predominantemente através de artéria comunicante posterior ipsilateral (Figuras 34 e 35).



Figura 34: Caso 5. (A) Modelo 3D obtido por meio da workstation da 3D-RA. (B) Medições realizadas pelo profissional médico na máquina de 3D-RA. (C) Biomodelo em resina e (D) biomodelo em silicone. As setas vermelhas indicam os aneurismas. Fonte: A autora, 2023.

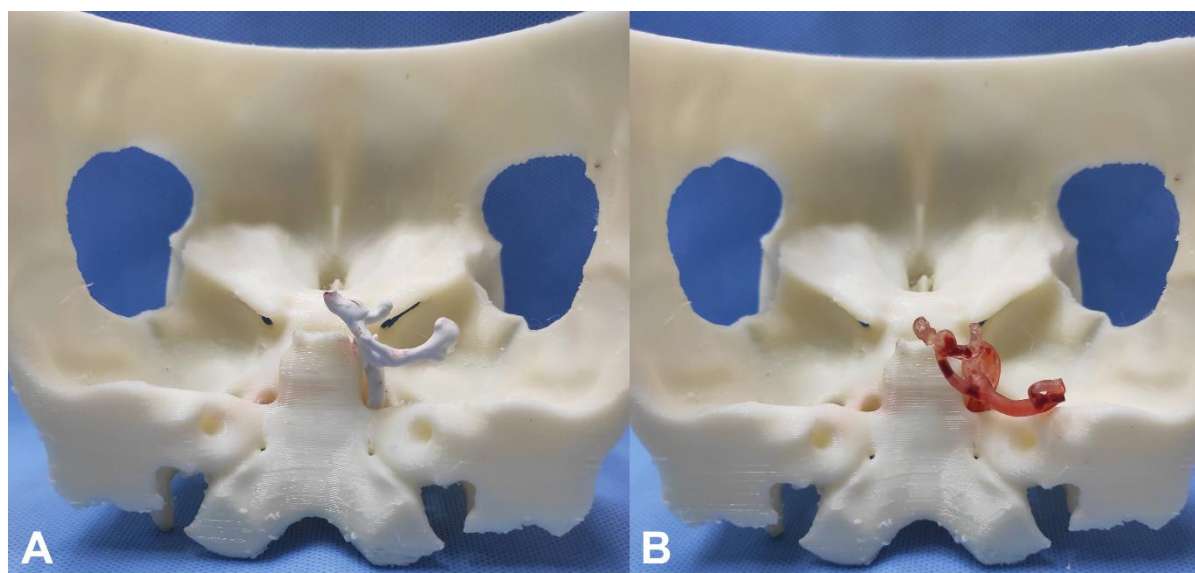


Figura 35: Crânio e (A) biomodelo em silicone e (B) resina posicionados no crânio impresso em ABS. Fonte: A autora, 2023.

4.2 ANÁLISE DA MANUFATURA

Todos os dados obtidos com a manufatura dos biomodelos de resina e silicone foram tabelados e comparados (Tabela 2). Todos os modelos tiveram o mesmo tempo de reconstrução 3D, por meio das imagens DICOM do exame de 3D-RA (60 min) acrescentado ao tempo total de fabricação (impressão e pós-processamento). No entanto, esse acréscimo no tempo de pós processamento é diferente para cada categoria: 10 min para biomodelos de resina e 310 min para os biomodelos de silicone. Para a resina, o pós-processamento consiste na lavagem (2 min), cura (3 min) e remoção dos suportes (5 min). Já para o silicone o tempo foi para a remoção de

suportes (5 min), aplicação do silicone (5 min), secagem do silicone (120 min) e diluição da acetona (180 min).

Apesar de a impressão LCD ser descrita na literatura como mais rápida que a impressão FDM, nesta metodologia o tempo de impressão foi menor para a impressão FDM. Esse fato ocorreu por que os biomodelos não tem grandes dimensões, o que reduz o caminho pela impressora FDM para construir cada camada e optou-se por utilizar camadas de 0.05 mm na impressora LCD, o que aumenta o tempo de fabricação mas gera modelos com qualidade superior.

Porém, quando considerado o tempo total, dentre todos os modelos, o que teve menor tempo de fabricação foi o biomodelo 3, fabricado em resina, com o tempo de 220 min de fabricação. Consequentemente, este teve também o menor custo.

Tabela 2: Dados obtidos com a fabricação dos biomodelos. Fonte: A autora, 2023.

Modelo		Tempo de Impressão (min)	Tempo total (min)	Custo (R\$)
Modelo 1	Silicone	95	465	1,21
	Resina	197	267	1,10
Modelo 2	Silicone	105	475	1,30
	Resina	174	244	0,51
Modelo 3	Silicone	96	466	1,30
	Resina	150	220	0,34
Modelo 4	Silicone	98	468	1,03
	Resina	179	249	0,53
Modelo 5	Silicone	99	469	1,21
	Resina	179	249	0,47

Na Tabela 3, é possível visualizar os dados das fabricações dos biomodelos em resina. Nesta categoria, o tempo médio de impressão foi de 176 min, enquanto o tempo total médio foi de 186 min. Já o custo médio ficou em R\$ 0,59.

Tabela 3: Dados de fabricação dos biomodelos de resina. Fonte: A autora, 2023.

Biomodelos em Resina	Tempo de Impressão (min)	Tempo total (min)	Custo (R\$)
Modelo 1	197	267	1,10
Modelo 2	174	244	0,51
Modelo 3	150	220	0,34
Modelos 4	179	249	0,53
Modelos 5	179	249	0,47
Média	176	246	0,59
Desvio Padrão da Média	17	17	0,29

A seguir, estão tabelados os dados das fabricações dos biomodelos em silicone. Nesta categoria, o tempo médio de impressão foi de 99 min, enquanto o tempo total médio foi de 469 min. Já o custo médio ficou em R\$ 1,21 (Tabela 4).

Tabela 4: Dados de fabricação dos biomodelos de silicone. Fonte: A autora, 2023.

Biomodelos em Silicone	Tempo de Impressão (min)	Tempo total (min)	Custo (R\$)
Modelo 1	95	465	1,21
Modelo 2	105	475	1,30
Modelo 3	96	466	1,30
Modelo 4	98	468	1,03
Modelo 5	99	469	1,21
Média	99	469	1,21
Desvio Padrão da Média	4	4	0,11

4.3 COMPARAÇÃO MORFOMÉTRICA

Como resultado da comparação entre os biomodelos no *software* Geomagic Wrap®, obteve-se um mapa de cores, gerado pela ferramenta de alinhamento global (Figura 36). Esse mapa de cores foi gerado tendo como referência o arquivo de origem e representa as distâncias, em milímetros, dos biomodelos de resina (A) e silicone (B).

Nas comparações com os biomodelos de resina, é possível observar que, principalmente nos aneurismas, as áreas de maior relevância para este estudo, as

distâncias foram pequenas, ficando em torno de 0.57 e -0.57 mm, representadas pelas cores amarela e azul claro.

Já nos biomodelos de silicone, as comparações ficaram com discrepâncias bem maiores. É possível observar que os exemplares 1B e 3B estão quase que inteiramente na cor cinza, isso se deve ao fato de que a distância foi extrapolada aos limites do gráfico e não foi possível realizar a comparação. Já nos outros biomodelos, as cores predominantes são as mais escuras, principalmente o azul escuro, que representa uma distância de -2 mm entre os biomodelos, inclusive nos aneurismas.

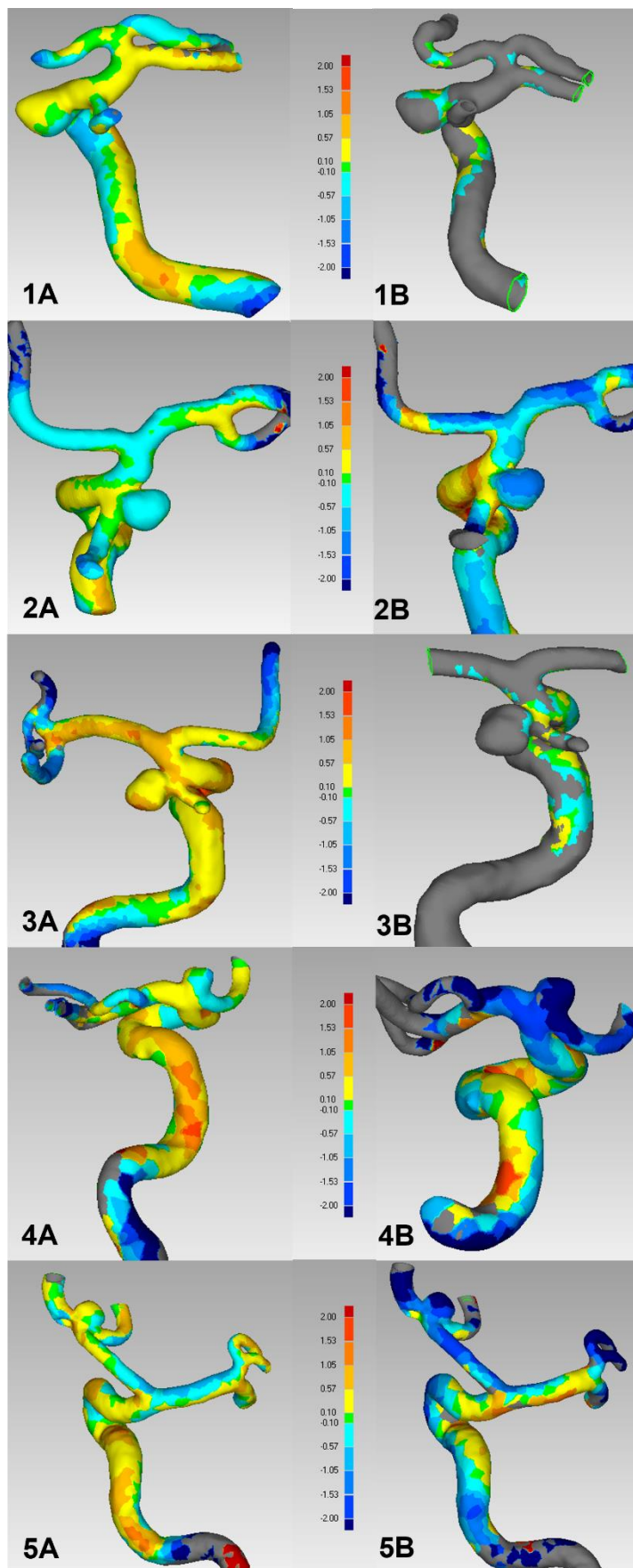


Figura 36: Análise do alinhamento dos biomodelos (1 a 5), resina (A) e silicone (B) em relação ao arquivo original. Fonte: A autora, 2023.

4.4 SIMULAÇÃO CIRÚRGICA

Na etapa de simulação cirúrgica, o biomodelo foi preparado em um campo cirúrgico, estando em posição similar ao que seria o posicionamento do paciente na cirurgia, e os 5 profissionais realizaram as simulações de clipagem (Figura 37). Após a clipagem responderam ao questionário do biomodelo utilizado e foi realizado o teste de oclusão de aneurisma (Figura 38). No questionário, estavam também incluídas questões a respeito da experiência do avaliador, expostas na Tabela 6. Os resultados desta etapa estão expostos nas tabelas a seguir (Tabelas 7 e 8).

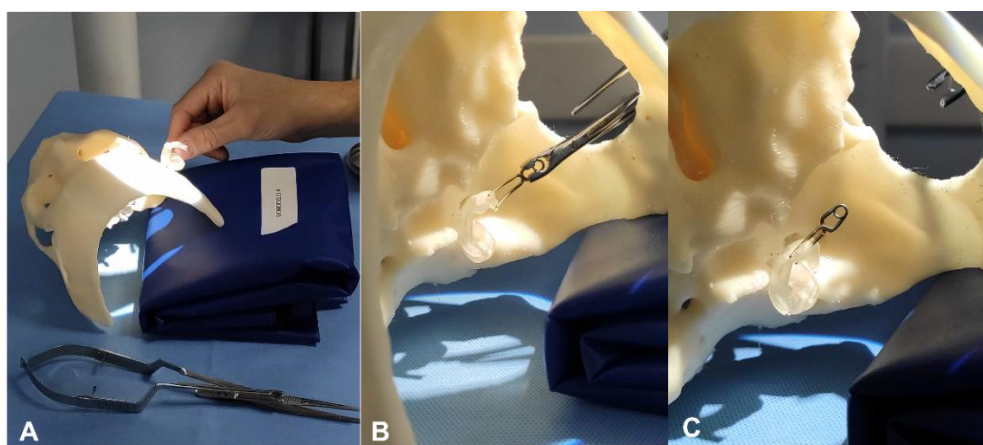


Figura 37: Simulação da clipagem do aneurisma com o biomodelo de resina flexível. (A) Simulação do campo cirúrgico, com posicionamento do crânio similar ao posicionamento da cirurgia. (B e C) momento da colocação do clipe no aneurisma. Fonte: A autora, 2023.

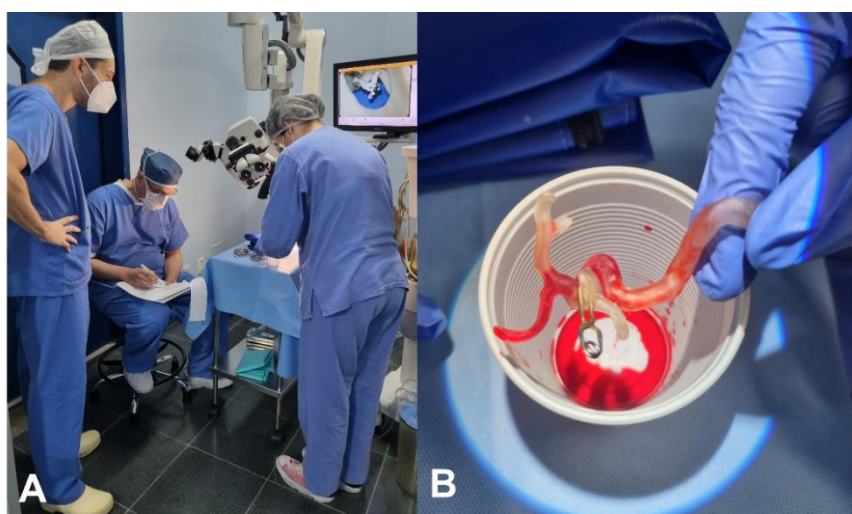


Figura 38: Após a simulação da clipagem, (A) neurocirurgião respondendo ao questionário e (B) verificação da oclusão do aneurisma com a passagem de soro fisiológico com corante vermelho. Fonte: A autora, 2023.

Tabela 5: Experiência dos avaliadores. Fonte: A autora, 2023.

	Avaliador 1	Avaliador 2	Avaliador 3	Avaliador 4	Avaliador 5
Anos de experiência:	27	4	5	16	35
Número aproximado de clipagens realizadas:	25	1	10	7	350
Você já havia usado algum biomodelo para planejamento e/ou treinamento cirúrgico?	Não	Sim	Sim	Sim	Não
Qual?	-	Impressão 3D de aneurismas cerebrais para visualização pré-operatória	Biomodelos de aneurisma rígidos	Biomodelos de aneurisma rígidos	-

Notam-se nos dados da Tabela 6, diferentes graus de experiência dos avaliadores, sendo os avaliadores 1, 4 e 5 neurocirurgiões (já formados) e os avaliadores 2 e 3 residentes em neurocirurgia (respectivamente no 4º e 5º ano, de um total de cinco anos de formação).

Nos resultados dos testes com os biomodelos de silicone é possível observar que 3 dos 5 avaliadores encontraram dificuldades para clipar os aneurismas dos modelos 1, 3 e 5, devido a pouca definição do aneurisma e do material utilizado. Os biomodelos 2,3 e 5 não tiveram os aneurismas excluídos da circulação após a clipagem, e ao abrir os aneurismas para verificar a passagem ou não de corante, observou-se que um desses aneurismas estava com resquícios de ABS em seu interior, sendo esse o motivo pelo qual não pode ser clipado corretamente. Todos os profissionais utilizariam esses modelos para o treinamento de residentes (Tabela 7).

Tabela 6: Respostas aos questionários aplicados aos profissionais após a utilização dos biomodelos de silicone para simulação de clipagem de aneurisma. Fonte: A autora, 2023.

Biomodelos Silicone					
	Avaliador 1	Avaliador 2	Avaliador 3	Avaliador 4	Avaliador 5
O biomodelo foi adequado para o treinamento cirúrgico.	Concordo	Concordo	Discordo plenamente	Concordo	Discordo
A observação do biomodelo permitiu compreender melhor o cenário cirúrgico.	Concordo	Concordo	Concordo plenamente	Discordo	Concordo
Apresentou morfologia semelhante à artéria real.	Discordo	Concordo	Discordo	Discordo plenamente	Concordo
O biomodelo apresenta resistência semelhante à da artéria quando clipado.	Discordo plenamente	Discordo plenamente	Discordo plenamente	Concordo	Discordo plenamente
Você utilizaria esse modelo para o treinamento de residentes? Ou, se você é residente, gostaria de ser treinado com esse modelo?	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim
Após a colocação do clipe, o aneurisma foi excluído da circulação?	Sim	Não	Não	Sim	Não
Houve algum contratempo na utilização do biomodelo?	Sim	Sim	Não	Não	Sim
Se sim, qual?	Pouca definição anatômica do aneurisma	Consistência do aneurisma não permitiu oclusão total	-	-	Resistência do material

Já na utilização dos biomodelos fabricados em resina flexível, não foram encontrados contratempos na simulação cirúrgica em nenhum biomodelo, os aneurismas de todos os modelos foram excluídos da circulação após a clipagem e todos os profissionais utilizariam esses modelos para o treinamento de residentes (Tabela 8).

Tabela 7: Respostas aos questionários aplicados aos profissionais após a utilização dos biomodelos de resina para simulação de clipagem de aneurisma. Fonte: A autora, 2023.

Biomodelos Resina					
	Avaliador 1	Avaliador 2	Avaliador 3	Avaliador 4	Avaliador 5
O biomodelo foi adequado para o treinamento cirúrgico.	Concordo plenamente	Concordo	Concordo plenamente	Concordo plenamente	Concordo
A observação do biomodelo permitiu compreender melhor o cenário cirúrgico.	Concordo plenamente	Concordo	Concordo plenamente	Concordo plenamente	Concordo
Apresentou morfologia semelhante à artéria real.	Concordo plenamente	Concordo	Concordo plenamente	Concordo plenamente	Concordo
O biomodelo apresenta resistência semelhante à da artéria quando clipado.	Concordo	Concordo	Concordo plenamente	Concordo plenamente	Discordo
Você utilizaria esse modelo para o treinamento de residentes? Ou, se você é residente, gostaria de ser treinado com esse modelo?	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim
Após a colocação do clipe, o aneurisma foi excluído da circulação?	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim
Houve algum contratempo na utilização do biomodelo?	Não	Não	Não	Não	Não

Para facilitar a visualização, os resultados obtidos a partir das questões elaboradas na escala de Likert estão demonstrados nos gráficos a seguir (Figuras 39 e 40).

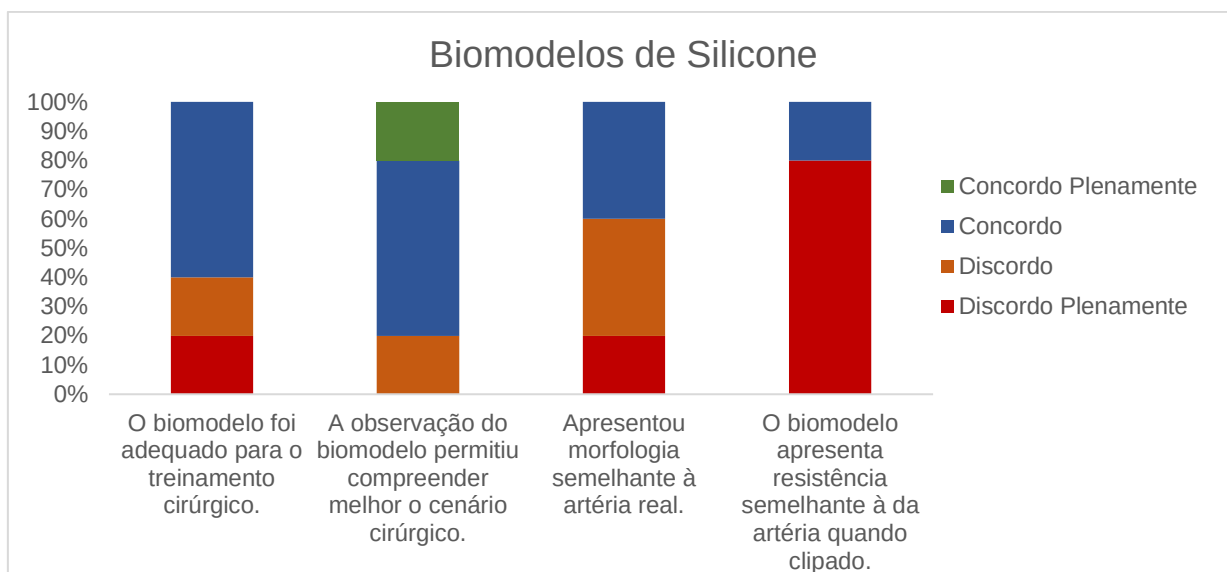


Figura 39: Respostas das avaliações dos biomodelos de silicone. Fonte: A autora, 2023.

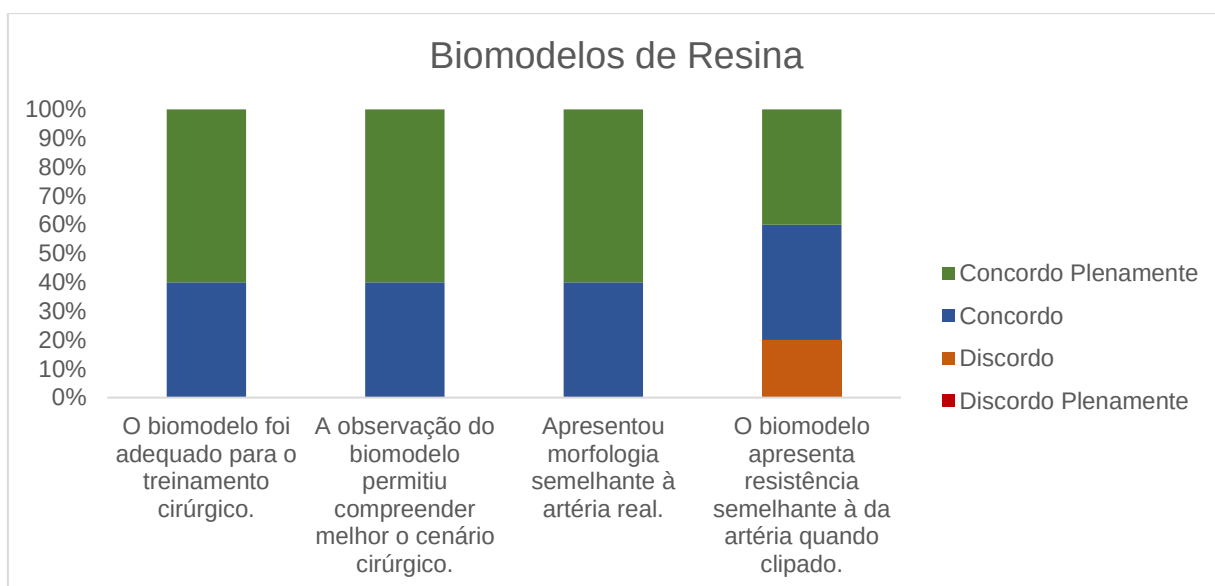


Figura 40: Respostas das avaliações dos biomodelos de resina. Fonte: A autora, 2023.

Comparando todos os resultados, os biomodelos de resina flexível foram mais bem avaliados que os biomodelos de silicone, principalmente nas questões relacionadas à morfologia da artéria e a semelhança de resistência do material, se comparada às artérias reais.

5 DISCUSSÃO

A utilização de biomodelos para o planejamento e treinamento cirúrgicos já é uma prática bem estabelecida em diversas áreas da medicina, como, por exemplo, a ortopedia (GANDAPUR, 2022), a cardiovascular (GARDIN *et al.*, 2020), a bucomaxilofacial (KHORSANDI *et al.*, 2021) e a neurocirurgia (RANDAZZO *et al.*, 2016). Na neurocirurgia, mais especificamente em neurocirurgia vascular, destacam-se os biomodelos de aneurismas. Um dos primeiros estudos a descrever o uso de MA para a produção de biomodelos de AI foi publicado em 1999 (D'URSO *et al.*, 1999), esse descreveu a produção dos biomodelos em uma impressora SLA a partir de imagens de MRA.

Desde então diversos autores buscam aprimorar os biomodelos de AI, tornando-os mais acurados e acessíveis a rotina hospitalar. Em 2013, Erbano e colaboradores descreveram a MA de biomodelos em resina com o custo médio de aproximadamente US\$ 130 e tempo de produção de 20 horas (ERBANO *et al.*, 2013). Apesar da significativa melhora estética dos biomodelos, quando comparados a primeira produção de D'Urso, os modelos descritos por Erbano ainda eram produzidos em material rígido, sem incluir o lúmen arterial.

Em 2016, Leal e colaboradores provaram ser possível MA de biomodelos de AI em material flexível, mais especificamente com elastômero, uma resina acrílica flexível, utilizando a tecnologia *Polyjet*. Nesse estudo, 4 biomodelos foram produzidos ao mesmo tempo e custaram aproximadamente US\$ 9,39, com o tempo de produção de 7 dias (LEAL, *et al.*, 2016). Apesar dos bons resultados, tal tecnologia tem um maior custo de investimento, não sendo tão acessível quanto as impressoras *desktop*.

Mashiko e colaboradores, em 2017, com o objetivo de criar simuladores de clipagem de aneurisma para o treinamento de residentes, criaram biomodelos de AI utilizando MA em ABS e silicone, resultando em biomodelos flexíveis e ocos (MASHIKO *et al.*, 2017). A mesma metodologia foi reproduzida, com sucesso, por Leal, 2019, que utilizou os biomodelos para o planejamento cirúrgico, selecionando os cliques ideais para cada caso (LEAL *et al.*, 2019). Para o biomodelo de Mashiko (2017) o custo descrito foi de aproximadamente US\$ 200 e o tempo de produção foi de 3 dias (MASHIKO *et al.*, 2017). Já Leal (2019), teve um custo entre US\$ 60 e 100, com o tempo de produção de aproximadamente 5 h.

Apesar de os biomodelos relatados na literatura terem se mostrado eficazes para seus objetivos, ainda não se pode considerá-los ideais, já que seu processo de fabricação depende da manufatura aditiva combinada à uma etapa artesanal, a deposição do silicone sobre o ABS. Nessa etapa, encontra-se uma dificuldade para manter a espessura do silicone homogênea em toda a artéria, além de não ser possível estimar com precisão a espessura da peça no momento da sua fabricação, também podem acontecer variações dependendo do profissional que está confeccionando, já que não é possível padronizar a forma de aplicação do silicone.

Neste estudo, os biomodelos de silicone, comparados a reconstrução 3D do exame de ASD, apresentaram grandes diferenças em relação a sua morfometria, tanto na comparação visual, quanto por meio da comparação no software Geomagic Wrap, principalmente na área do aneurisma, que é a área de maior relevância dessa pesquisa. O custo desses biomodelos de silicone foi em média, US\$ 1,21, considerando o custo de material e uso da impressora, uma vez que o hospital já dispunha de toda a estrutura para essa produção. O tempo médio para a produção dos biomodelos de silicone foi de aproximadamente 7 horas. Nesse tempo, os processos mais demorados são a secagem completa do silicone (2 h), e posteriormente a dissolução do ABS em acetona (3 h).

Já descrito na literatura (LEAL, 2019; MASHIKO *et al.*, 2017), a metodologia para a fabricação dos biomodelos em silicone é reproduzível, e com a facilidade de aquisição das impressoras 3D, está se tornando cada vez mais barata. Porém, como já descrito, algumas dificuldades ainda são encontradas na sua reprodução, principalmente com relação à fidedignidade dos biomodelos de silicone à reconstrução original. Nesse quesito, os biomodelos produzidos em resina flexível parecem ser mais promissores.

Os biomodelos de resina foram mais vantajosos em relação aos de silicone, tanto no custo quanto no tempo de produção. Apesar de a técnica de impressão FDM utilizar materiais mais baratos que a impressão em resina, as outras etapas da fabricação tornaram os biomodelos de silicone mais custosos e demorados. O custo médio dos biomodelos de resina foi de US\$ 0,59 e o tempo médio de produção de 3 h, uma diferença de US\$ 0,62 e 4 h a menos que a produção dos biomodelos de silicone.

Recentemente, Sidabutar e colegas (2013), descreveram a fabricação de um modelo arterial, utilizando filamento flexível (TPU). Porém, diferentemente dos testes

preliminares aqui descritos, os autores realizaram uma modificação na impressora 3D, com a instalação de uma extrusora *direct drive*, que permite a impressão em filamento TPU com mais qualidade quando comparado às extrusoras tradicionais. Os autores demonstraram que o filamento TPU, associado a extrusora *direct drive*, pode ser uma boa opção para a reprodução de biomodelos anatômicos, porém, ainda não foram produzidos biomodelos ocos, para a simulação de cirurgias_ (SINDABUTAR, 2023).

No que concerne a avaliação morfométrica dos biomodelos, realizadas por meio do *software* Geomagic Wrap, tanto os biomodelos de resina quanto os de silicone foram comparados ao arquivo original que possuía o acréscimo de 0,2 mm em suas dimensões, compensando a parede arterial. Nessa avaliação, observou-se que os modelos de resina foram mais fidedignos ao seu arquivo de origem (ficando com variações de $\pm 0,57$ mm). Enquanto os biomodelos de silicone se mostraram consideravelmente discrepantes na sua forma. O mapa de cores gerado com base nos biomodelos de silicone, as distâncias ficaram discrepantes entre 1 e 2 mm, além de não ter sido computada em 2 casos (i.e., ultrapassando 2 mm de discrepância). Esse fato, corroborou com a avaliação, em que é possível observar diferenças significativas na morfologia arterial entre os biomodelos, principalmente nas áreas dos aneurismas e de bifurcações.

Os biomodelos de resina apresentaram discrepâncias comparativas menores em relação ao arquivo de origem, apesar de em algumas áreas pontuais terem alcançado ± 2 mm. No entanto, essa alteração foi observada nas extremidades das artérias, onde verificou-se maleabilidade do material flexível do silicone, não sendo considerado um fato relevante, já que essas áreas se apresentaram nas extremidades, principalmente em artérias de menor calibre. Já nas regiões do aneurisma, as discrepâncias ficaram em torno de $\pm 0,57$ mm.

Entre outros aspectos, esse trabalho também se diferenciou da metodologia estabelecida por Leal (2019) na etapa de segmentação do exame de imagem. Em seu estudo Leal (2019) utilizou exames de CTA, reconstruídos no *software* Invesalius® (LEAL, 2019). Já nesse estudo, optou-se por utilizar as imagens de 3D-RA devido a sua qualidade superior, já bem evidenciada na literatura, em relação ao CTA para o diagnóstico de aneurismas. A utilização da 3D-RA para a MA já foi relatada por Kaneko (2020), porém neste último para o estudo de mal formação arteriovenosa (KANEKO *et al.*, 2020). Nesse estudo, foi optado pelo *software* 3D Slicer devido a

sua compatibilidade de leitura dos arquivos DICOM da 3D-RA e seu uso também já foi relatado, para a mesma finalidade, por Marciuc (2021) (MARCIUC *et al.*, 2021).

Para o bom andamento de uma neurocirurgia vascular, é imprescindível que o profissional tenha completa compreensão da estrutura e vascularização cerebral. Nesse aspecto, a reconstrução 3D proporciona uma representação mais realista que somente as imagens bidimensionais não fornecem. Desse modo, a informação tridimensional com certeza fornece uma melhor compreensão da anatomia como um todo (MCGUIRE, 2021). Para Mashiko (2017), os biomodelos 3D oferecem uma oportunidade efetiva para o treinamento de cirurgiões com pouca especialização e sem experiência cirúrgica prévia (MASHIKO *et al.*, 2017).

Dentre as vantagens na utilização dos biomodelos de aneurisma para o planejamento e treinamento cirúrgico, McGuire (2021) destaca alguns aspectos, tais como: a seleção pré-operatória dos cliques para a clipagem do aneurisma, o treinamento eficaz de técnicas cirúrgicas aos residentes, e a utilidade dos biomodelos como referência intraoperatória (MCGUIRE, 2021).

No presente estudo, todos os profissionais que avaliaram os biomodelos utilizariam, tanto os biomodelos de silicone, quanto os de resina, para o treinamento de residentes ou gostariam de ser treinados com essa técnica. Segundos esses profissionais, mesmo os biomodelos de silicone não sendo ideais, pela sua morfologia e consistência, ainda sim são úteis para a visualização do campo cirúrgico e treinamento da colocação do clipe.

Observou-se que dos cinco profissionais que participaram da etapa de validação e teste dos biomodelos, apenas os dois mais experientes nunca haviam utilizado um biomodelo ou material semelhante para o planejamento cirúrgico, apesar de ser um serviço amplamente disponível no hospital em questão, ainda é uma procura maior dos residentes e profissionais mais jovens. Possivelmente isso é uma consequência de que anteriormente o único método disponível para o treinamento cirúrgico era a própria cirurgia, como observado por Mashiko (2017), atualmente essa não é mais a única maneira, uma vez que as críticas a esse método tornaram-se mais intensas, por preocupações à segurança do paciente (MASHIKO *et al.*, 2017).

Porém, Benet (2015) enfatiza que apesar de os biomodelos 3D serem uma ferramenta útil para o treinamento cirúrgico, não substituem a participação ativa dos residentes em cirurgias neurovasculares. Os biomodelos são uma ferramenta que

auxilia no desenvolvimento das habilidades que podem ser posteriormente aplicadas à pacientes reais (BENET *et al.*, 2015).

Na avaliação de treinamento, assim como nas outras avaliações, os biomodelos de resina tiveram um desempenho superior ao grupo dos biomodelos de silicone. O único ponto de discordância das afirmações, por um avaliador, foi em relação a resistência do biomodelo quando clipado, em todos os outros pontos os avaliadores concordaram com as afirmações, demonstrando que os biomodelos de resina flexível são aplicáveis ao treinamento cirúrgico de clipagem de aneurisma.

Apesar do seu bom desempenho, algumas dificuldades foram encontradas durante a produção dos biomodelos em resina. Em relação a morfologia, houve certo acúmulo de resina em partes muito pequenas de alguns aneurismas, como por exemplo, nas bifurcações ou no colo do aneurisma, mas não comprometeu a utilização dos biomodelos. Já o processo de MA em resina flexível requer mais experiência do profissional quando comparado ao processo FDM. É necessário encontrar o tempo exato de cura do material, na fase de testes alguns biomodelos rasgaram durante o pós-processamento, por terem ficado muito frágeis e com uma espessura demasiadamente fina. A retirada dos suportes também é uma etapa delicada, diferente da impressão em plástico ou resina comum, qualquer corte na resina flexível acarretava abrir o biomodelo por completo. Observou-se também que com o passar do tempo os biomodelos perderam um pouco da sua flexibilidade inicial, devido ao ressecamento do material.

Ademais, uma vez bem estabelecido o protocolo de impressão não houve dificuldades para a MA dos biomodelos, sendo uma metodologia rápida, barata, principalmente quando comparada aos custos de uma cirurgia, e facilmente aplicável ao ambiente hospitalar. Além disso, o crânio genérico criado nesse estudo pode ser sempre reutilizado, enquanto os biomodelos das artérias podem ser trocados por biomodelos paciente-específicos e utilizados tanto para o treinamento dos residentes quanto para o planejamento cirúrgico, possibilitando a eleição do melhor clipe a ser utilizado.

Espera-se que, futuramente, esse método possa ser complementado, com a criação de uma estrutura adjacente, representando também a anatomia cerebral com sensação tátil semelhante a real e com a simulação da circulação sanguínea no biomodelo de artéria, tornando a simulação cirúrgica cada vez mais realística, favorecendo o treinamento e ensino.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O presente estudo foi executado com o objetivo de desenvolver o processo de modelagem e manufatura aditiva de biomodelos 3D de aneurismas intracranianos paciente-específicos, a partir de exames de angiografia rotacional com reconstrução tridimensional (3D-RA), comparando-se diferentes técnicas e materiais.

A partir da metodologia aqui descrita, foi demonstrada a utilização do software 3D Slicer para a segmentação dos arquivos DICOM de exames de imagem 3D-RA e definido um protocolo para a produção de biomodelos 3D de aneurismas intracranianos flexíveis, produzidos em uma impressora LCD com resina flexível, e posteriormente utilizados para o treinamento cirúrgico.

Quando comparada com as metodologias já descritas na literatura (deposição de silicone e dissolução do ABS), a utilização de resina flexível mostrou-se mais efetiva em todos os aspectos avaliados, sendo de fácil impressão, aplicação no estudo de aneurismas, e funcionalidade no treinamento dos residentes para as cirurgias de clipagem de aneurismas intracranianos, mostrando-se uma técnica efetiva e promissora para o ensino.

Deste modo, os biomodelos 3D de AI produzidos em resina flexível por tecnologia LCD de MA, mostram-se ferramentas acuradas, inclusive na análise morfométrica, e promissoras para o treinamento de novos neurocirurgiões, sendo um processo de baixo custo e facilmente reproduzível, inclusive na rotina hospitalar.

6.1 CONTRIBUIÇÕES ALCANÇADAS

Essa pesquisa atingiu o objetivo proposto inicialmente, o qual permitiu o desenvolvimento de um processo de MA de biomodelos 3D de AI paciente-específicos, utilizando exames de 3D-RA. Além da incorporação da comparação com dois materiais diferentes (silicone e resina) e modalidades de manufatura distintas (FDM - impresso em ABS com recobrimento em silicone e LCD - com impressão em resina flexível).

Para finalizar, essa pesquisa possibilitou o refinamento de um protocolo para produção de biomodelos de AI; a avaliação das duas modalidades/materiais resultando na escolha do melhor material (nesse caso, sendo o silicone mais

apropriado); além de favorecer a funcionalidade da clipagem nos modelos durante o treinamento de neurocirurgiões em formação.

6.2 TRABALHOS FUTUROS

Como complemento, ainda se fazem necessários mais estudos sobre o tema com o intuito de aperfeiçoar o processo e superar as limitações já relatadas. Desse modo, podemos destacar como melhorias para trabalhos futuros, as seguintes contribuições:

1. Aperfeiçoamento dos biomodelos com mais ramos arteriais, aumentando a sua abrangência;
2. Criação de outros órgãos e tecidos anexos aos biomodelos de crânio e artérias, como o cérebro e meninges, tornando a simulação cirúrgica mais completa.
3. Desenvolvimento de um sistema que mimetize a circulação sanguínea, a fim de se obter uma simulação mais realista, podendo até mesmo simular o rompimento de uma artéria durante a cirurgia.

REFERÊNCIAS

- ABDULLAH, Kamarul A.; REED, Warren. 3D printing in medical imaging and healthcare services. **Journal of Medical Radiation Sciences**, v. 65, n. 3, p. 237–239, 2018. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6119730/>>.
- AIMAR, Anna; PALERMO, Augusto ; INNOCENTI, Bernardo. The Role of 3D Printing in Medical Applications: A State of the Art. **Journal of Healthcare Engineering**, v. 2019, n. 2019, p. 1–10, 2019. Disponível em: <<https://www.hindawi.com/journals/jhe/2019/5340616/>>.
- AJIBOYE, Norman; CHALOUHI, Nohra; STARKE, Robert M.; *et al.* Unruptured Cerebral Aneurysms: Evaluation and Management. **The Scientific World Journal**, v. 2015, n. 2015, p. 1–10, 2015.
- ANDERSON, Paul A. Clinical Applications of 3D Printing. **SPINE**, v. 42, p. S30–S31, 2017.
- ANDRADE, Guilherme Cabral de; TEIXEIRA, Pedro Augusto Deja; ALVES, Helvécio Fernando Polsaque; *et al.* Diagnóstico dos aneurismas cerebrais por angiotomografia tridimensional. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, v. 61, n. 1, p. 74–78, 2003.
- BENET, Arnau; PLATA-BELLO, Julio; ABLA, Adib A.; *et al.* Implantation of 3D-Printed Patient-Specific Aneurysm Models into Cadaveric Specimens: A New Training Paradigm to Allow for Improvements in Cerebrovascular Surgery and Research. **BioMed Research International**, v. 2015, n. 2015, p. 1–9, 2015.
- BŁASZCZYK, Maciej; JABBAR, Redwan; SZMYD, Bartosz; *et al.* 3D Printing of Rapid, Low-Cost and Patient-Specific Models of Brain Vasculature for Use in Preoperative Planning in Clipping of Intracranial Aneurysms. **Journal of Clinical Medicine**, v. 10, n. 6, p. 1201, 2021.
- BOULOUIS, G.; RODRIGUEZ-RÉGENT, C.; RASOLONJATOVO, E. C.; *et al.* Unruptured intracranial aneurysms: An updated review of current concepts for risk factors, detection and management. **Revue Neurologique**, v. 173, n. 9, p. 542–551, 2017. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0035378716302855>>.
- BRINJIKJI, Waleed; MURAD, Mohammad H.; LANZINO, Giuseppe; *et al.* Endovascular Treatment of Intracranial Aneurysms With Flow Diverters. **Stroke**, v. 44, n. 2, p. 442–447, 2013.
- D'URSO, Paul S; THOMPSON, Robert G; ATKINSON, R. Leigh; *et al.* Cerebrovascular

- biomodeling: a technical note. **Surgical Neurology**, v. 52, n. 5, p. 490–500, 1999.
- ERBANO, Bruna Olandoski; OPOLSKI, Ana Cristina; OLANDOSKI, Marcia; *et al.* Rapid prototyping of three-dimensional biomodels as an adjuvant in the surgical planning for intracranial aneurysms. **Acta Cirurgica Brasileira**, v. 28, n. 11, p. 756–761, 2013.
- ETMINAN, Nima; RINKEL, Gabriel J. Unruptured intracranial aneurysms: development, rupture and preventive management. **Nature Reviews Neurology**, v. 12, n. 12, p. 699–713, 2016. Disponível em: <<https://www.nature.com/articles/nrneurol.2016.150>>.
- FRÖLICH, A.M.J.; SPALLEK, J.; BREHMER, L.; *et al.* 3D Printing of Intracranial Aneurysms Using Fused Deposition Modeling Offers Highly Accurate Replications. **American Journal of Neuroradiology**, v. 37, n. 1, p. 120–124, 2015. Disponível em: <<http://www.ajnr.org/content/37/1/120>>.
- GANDAPUR, Hisham Khan; AMIN, M. Suhail. Orthopaedics and Additive Manufacturing: The Start of a New Era. **Pakistan Journal of Medical Sciences**, v. 38, n. 3, 2022.
- GARDIN, Chiara; FERRONI, Letizia; LATREMOUILLE, Christian; *et al.* Recent Applications of Three Dimensional Printing in Cardiovascular Medicine. **Cells**, v. 9, n. 3, p. 742, 2020.
- GIBSON, Ian; ROSEN, David; STUCKER, Brent. **Additive Manufacturing Technologies**. New York, NY: Springer New York, 2015. Disponível em: <<https://link.springer.com/book/10.1007%2F978-1-4939-2113-3>>.
- JAMRÓZ, Witold; SZAFRANIEC, Joanna; KUREK, Mateusz; *et al.* 3D Printing in Pharmaceutical and Medical Applications – Recent Achievements and Challenges. **Pharmaceutical Research**, v. 35, n. 9, 2018.
- JIANG, Bowen; PAFF, Michelle; COLBY, Geoffrey P; *et al.* Cerebral aneurysm treatment: modern neurovascular techniques. **BMJ**, v. 1, n. 3, p. 93–100, 2016.
- KANEKO, Naoki; MASHIKO, Toshihiro; NAMBA, Katsunari; *et al.* A patient-specific intracranial aneurysm model with endothelial lining: a novel in vitro approach to bridge the gap between biology and flow dynamics. **Journal of NeuroInterventional Surgery**, v. 10, n. 3, p. 306–309, 2017.
- KANEKO, Naoki; ULLMAN, Henrik; ALI, Fadil; *et al.* In Vitro Modeling of Human Brain Arteriovenous Malformation for Endovascular Simulation and Flow Analysis. **World Neurosurgery**, v. 141, n. 141, p. e873–e879, 2020.

KATKAR, Rujuta A.; TAFT, Robert M.; GRANT, Gerald T. 3D Volume Rendering and 3D Printing (Additive Manufacturing). **Dental Clinics of North America**, v. 62, n. 3, p. 393–402, 2018.

KHORSANDI, Danial; FAHIMIPOUR, Amir; ABASIAN, Payam; *et al.* 3D and 4D printing in dentistry and maxillofacial surgery: Printing techniques, materials, and applications. **Acta Biomaterialia**, v. 122, n. 122, p. 26–49, 2021.

KRZYŻEWSKI, Roger M.; KLIŚ, Kornelia M.; KUCALA, Renata; *et al.* Intracranial aneurysm distribution and characteristics according to gender. **British Journal of Neurosurgery**, v. 32, n. 5, p. 541–543, 2018.

LEAL, André Giacomelli. **Investigação da utilização de biomodelos 3D fabricados por manufatura aditiva para eleição de clipe e simulação cirúrgica nas microcirurgias de aneurismas intracranianos**. PhD Thesis, Pontifícia Universidade Católica do Paraná, 2019. Disponível em: <<http://www.biblioteca.pucpr.br/pergamum/biblioteca/index.php?codAcervo=350739>>

LEAL, André Giacomelli; PAGNAN, Leonardo Brancia; KONDO, Raphael Teruaki; *et al.* Elastomers three-dimensional biomodels proven to be a trustworthy representation of the angiotomographic images. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, v. 74, n. 9, p. 713–717, 2016.

LEAL, André Giacomelli; RAMINA, Ricardo; AGUIAR, Paulo Henrique Pires de; *et al.* Clinical Applications of Additive Manufacturing Models in Neurosurgery: a Systematic Review. **Arquivos Brasileiros de Neurocirurgia: Brazilian Neurosurgery**, v. 40, n. 04, p. e349–e360, 2021.

LEAL, André; SOUZA, Mauren ; NOHAMA, Percy. Additive Manufacturing of 3D Biomodels as Adjuvant in Intracranial Aneurysm Clipping. **Artificial Organs**, v. 43, n. 1, p. E9–E15, 2018.

LIAW, Chya-Yan; GUVENDIREN, Murat. Current and emerging applications of 3D printing in medicine. **Biofabrication**, v. 9, n. 2, p. 024102, 2017.

MANKOVICH, Nicholas J.; CHEESEMAN, Andrew M.; STOKER, Noel G. The display of three-dimensional anatomy with stereolithographic models. **Journal of Digital Imaging**, v. 3, n. 3, p. 200–203, 1990.

MARCIUC, Emilia Adriana; DOBROVAT, Bogdan Ionut; POPESCU, Roxana Mihaela; *et al.* 3D Printed Models—A Useful Tool in Endovascular Treatment of Intracranial Aneurysms. **Brain Sciences**, v. 11, n. 5, p. 598, 2021.

MARTELLI, Nicolas; SERRANO, Carole; VAN DEN BRINK, Hélène; *et al.* Advantages

and disadvantages of 3-dimensional printing in surgery: A systematic review. **Surgery**, v. 159, n. 6, p. 1485–1500, 2016.

MASHIKO, Toshihiro; KANEKO, Naoki; KONNO, Takehiko; *et al.* Training in Cerebral Aneurysm Clipping Using Self-Made 3-Dimensional Models. **Journal of Surgical Education**, v. 74, n. 4, p. 681–689, 2017.

MCGUIRE, Laura Stone; FUENTES, Angelica; ALARAJ, Ali. Three-Dimensional Modeling in Training, Simulation, and Surgical Planning in Open Vascular and Endovascular Neurosurgery: A Systematic Review of the Literature. **World Neurosurgery**, v. 154, n. 154, p. 53–63, 2021.

MILLER, J. L.; AHN, E. S.; GARCIA, J. R.; *et al.* Ultrasound-based three-dimensional printed medical model for multispecialty team surgical rehearsal prior to fetoscopic myelomeningocele repair. **Ultrasound in Obstetrics & Gynecology**, v. 51, n. 6, p. 836–837, 2018.

MURPHY, Sean V; ATALA, Anthony. 3D bioprinting of tissues and organs. **Nat Biotechnol**, v. 32, n. 8, p. 773–785, 2014. Disponível em: <https://www.researchgate.net/profile/Sean_Murphy20/publication/264500820_3D_Bioprinting_of_Tissues_and_Organs/links/54ca3f450cf2c70ce521a333.pdf>.

NADAGOUDA, Mallikarjuna N.; RASTOGI, Vandita ; GINN, Megan. A review on 3D printing techniques for medical applications. **Current Opinion in Chemical Engineering**, v. 28, n. 28, p. 152–157, 2020.

PIEROT, Laurent; GAWLITZA, Matthias; SOIZE, Sébastien. Unruptured intracranial aneurysms: management strategy and current endovascular treatment options. **Expert Review of Neurotherapeutics**, v. 17, n. 10, p. 977–986, 2017.

PRITZ, Michael B. Cerebral Aneurysm Classification Based on Angioarchitecture. **Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases**, v. 20, n. 2, p. 162–167, 2011.

PUCCI, Josephine U.; CHRISTOPHE, Brandon R.; SISTI, Jonathan A.; *et al.* Three-dimensional printing: technologies, applications, and limitations in neurosurgery. **Biotechnology Advances**, v. 35, n. 5, p. 521–529, 2017.

RANDAZZO, Michael; PISAPIA, Jared M.; SINGH, Nickpreet; *et al.* 3D printing in neurosurgery: A systematic review. **Surgical Neurology International**, v. 7, n. Suppl 33, p. S801–S809, 2016. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5122816/#ref20>>.

SIDABUTAR, Roland; YUDHA, Timotius Wira; SUTIONO, Agung Budi; *et al.* Low-cost and open-source three-dimensional (3D) printing in neurosurgery: A pilot experiment

using direct drive modification to produce multi-material neuroanatomical models.

Clinical Neurology and Neurosurgery, v. 228, n. 228, p. 107684, 2023.

SÖDER, Stefanie; WÄLLISCH, Wolfgang; DITTRICH, Sven; *et al.* Three-Dimensional Rotational Angiography during Catheterization of Congenital Heart Disease – A ten Years' experience at a single center. **Scientific Reports**, v. 10, n. 1, 2020.

SQUELCH, Andrew. 3D printing and medical imaging. **Journal of Medical Radiation Sciences**, v. 65, n. 3, p. 171–172, 2018.

STEINER, Thorsten; JUVELA, Seppo; UNTERBERG, Andreas; *et al.* European Stroke Organization Guidelines for the Management of Intracranial Aneurysms and Subarachnoid Haemorrhage. **Cerebrovasc Dis**, v. 35, n. 2, p. 93–112, 2013. Disponível em: <http://www.congrex-switzerland.com/fileadmin/files/2013/eso-stroke/pdf/ESO_SAH_Guideline_CVD.pdf>.

TEXAKALIDIS, Pavlos; SWEID, Ahmad; MOUCHTOURIS, Nikolaos; *et al.* Aneurysm Formation, Growth, and Rupture: The Biology and Physics of Cerebral Aneurysms. **World Neurosurgery**, v. 130, n. 130, p. 277–284, 2019. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1878875019319990>>. Acesso em: 10 mar. 2021.

VEZIRSKA, Donika; MILEV, Milko; LALEVA, Lili; *et al.* Three-Dimensional Printing in Neurosurgery: A Review of Current Indications and Applications and a Basic Methodology for Creating a Three-Dimensional Printed Model for the Neurosurgical Practice. **Cureus**, v. 14, n. 12, 2022.

VOLPATO, Neri. **Manufatura Aditiva Tecnologias e Aplicações Da Impressão 3D**. São Paulo: Editora Edgard Blucher Ltda., 2021.

ANEXOS**ANEXO I – AUTORIZAÇÃO DA INSTITUIÇÃO****Concordância dos Serviços Envolvidos na Instituição**

Prezado Coordenador,

Declaramos que nós do Instituto de Neurologia de Curitiba, estamos de acordo com a condução do projeto de pesquisa “INVESTIGAÇÃO NA CONFEÇÃO E APLICAÇÃO DE BIOMODELOS 3D DE ANEURISMAS INTRACRANIANOS FABRICADOS POR MANUFATURA ADITIVA A PARTIR DE ANGIOGRAFIA POR SUBTRAÇÃO DIGITAL”, sob a responsabilidade de André Giacomelli Leal, Lorena Maria Dering e Matheus K. Franco Pedro em nossas dependências, tão logo o projeto seja aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do INC, até o seu final em dezembro de 2022.

Estamos cientes que as imagens dos exames de arteriografia com subtração digital utilizados serão de pacientes do setor de Hemodinâmica do Instituto de Neurologia de Curitiba, que serão submetidos aos procedimentos de embolização de aneurisma, bem como de que o presente trabalho deve seguir a Resolução CNS 196/96 e complementares.

Atenciosamente,


Dra Vanessa Rizelio
Diretora Clínica – INC
CRM/PR 23.767
Vanessa Rizelio


Carla Sciz
Carla Maria Sciz
Enfermeira
COREN/PR 109992


André Giacomelli Leal

ANEXO II – PARECER DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

	INSTITUTO DE NEUROLOGIA DE CURITIBA	
PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP		
DADOS DO PROJETO DE PESQUISA		
Título da Pesquisa: INVESTIGAÇÃO NA CONFEÇÃO E APLICAÇÃO DE BIOMODELOS 3D DE ANEURISMAS INTRACRANIANOS FABRICADOS POR MANUFATURA ADITIVA A PARTIR DE ANGIOGRAFIA POR SUBTRAÇÃO DIGITAL		
Pesquisador: LORENA MARIA DERING		
Área Temática:		
Versão: 2		
CAAE: 40589920.3.0000.5227		
Instituição Proponente: Hospital ECOVILLE/ Instituto de Neurologia de Curitiba S/C Ltda		
Patrocinador Principal: Hospital ECOVILLE/ Instituto de Neurologia de Curitiba S/C Ltda		
DADOS DO PARECER		
Número do Parecer: 4.467.491		
Apresentação do Projeto: aprovado		
Objetivo da Pesquisa: aprovado		
Avaliação dos Riscos e Benefícios: aprovado		
Comentários e Considerações sobre a Pesquisa: aprovado		
Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória: aprovado		
Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações: projeto aprovado após análise das alterações		
Considerações Finais a critério do CEP:		
Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:		
Endereço: Rua Jeremias Maciel Perreto, 300 Bairro: Campo Comprido CEP: 81.210-310 UF: PR Município: CURITIBA Telefone: (41)3028-9570 Fax: (41)3028-8560 E-mail: cep@ino-neuro.com.br		

ANEXO III – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Nós, André Giacomelli Leal, Lorena Maria Dering e Matheus Kahakura Franco Pedro, pesquisadores do Instituto de Neurologia de Curitiba (INC), estamos convidando o(a) Sr(a) a participar de um estudo intitulado “INVESTIGAÇÃO NA CONFECÇÃO E APLICAÇÃO DE BIOMODELOS 3D DE ANEURISMAS INTRACRANIANOS FABRICADOS POR MANUFATURA ADITIVA A PARTIR DE ANGIOGRAFIA POR SUBTRAÇÃO DIGITAL”. Neste estudo, nós faremos a impressão 3D de aneurismas cerebrais, para estudos de caso, melhorando as técnicas de impressão 3D em saúde e auxiliando os médicos no planejamento do tratamento desses casos.

O objetivo desta pesquisa é desenvolver o processo de modelagem e manufatura aditiva de biomodelos 3D de aneurisma intracraniano, em uma impressora 3D, a partir de exames de angiografia ou tomografia computadorizada, com subsequente validação através de molde siliconado do biomodelo para a aplicação clínica e ensino.

O(a) Sr(a) está sendo convidado porque foi diagnosticado com aneurisma cerebral. Caso o/a Sr(a) aceite participar deste estudo, nós iremos utilizar as imagens do seu exame, já realizado, para fazer a impressão 3D do seu aneurisma e posteriormente estudá-lo.

Toda pesquisa com seres humanos envolve riscos aos participantes. Nesta pesquisa os riscos para o(a) Sr(a) é o vazamento de informações a respeito do seu diagnóstico e tratamento, porém ressaltamos que como forma de minimizar esse risco os pesquisadores irão manter os seus dados em um arquivo de planilha protegido, além disso os arquivos de imagens serão salvos de forma anônima em uma pasta protegida por senha, apenas os pesquisadores terão acesso às informações, mantendo assim a confidencialidade.

Essa pesquisa não lhe trará nenhum benefício direto, mas indiretamente o(a) sr(a) colaborará para as pesquisas na área de impressão 3D e o aprimoramento dos métodos de planejamento cirúrgico para tratamento de aneurismas.

Rubricas _____ (Participante)

_____ (Pesquisador)

O(A) Sr(a). pode entrar em contato com os pesquisadores responsáveis a qualquer tempo para informação adicional no endereço: Rua Jeremias Maciel Perretto, 300 – Ecoville, Curitiba – PR 81210 310. E através dos telefones:

- André Giacomelli (41) 9 9171 0102;
- Lorena M. Dering (41) 9 9746 8796;
- Matheus Kahakura (41) 9 9623 2076.

O(A) Sr(a). também pode entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos do Instituto de Neurologia de Curitiba (CEPSH-INC) e com a Comissão Nacional de Ética em Pesquisa (CONEP), quando pertinente, para obter mais informações sobre sua participação neste estudo. O CEPESH-INC fica no Instituto de Neurologia de Curitiba, Rua Jeremias Maciel Perito, 300 – Encoville, Curitiba – PR 81210 310, telefone: 41 3028-9570 e e-mail: cep@inc-neuro.com.br. O CEPESH-INC é um colegiado multi e transdisciplinar, independente, criado para defender os interesses dos participantes da pesquisa em sua integridade e dignidade e para contribuir no desenvolvimento da pesquisa dentro de padrões éticos.

Garantimos ao(à) Sr(a), que essa pesquisa não irá lhe acarretar nenhum tipo de custo e asseguramos a manutenção do sigilo e da privacidade de sua participação e de seus dados durante todas as fases da pesquisa e posteriormente na divulgação científica.

A sua participação neste estudo é voluntária e se você não quiser mais fazer parte da pesquisa sem dar qualquer justificativa. O(A) Sr(a). tem a plena liberdade de recusar-se a participar e retirar seu consentimento, em qualquer fase da pesquisa e solicitar que lhe devolvam o termo de consentimento livre e esclarecido assinado.

Este documento (TCLE) será elaborado em duas vias, que serão rubricadas em todas as suas páginas, exceto a com as assinaturas, e assinadas ao seu término pelo(a) Sr(a)., ou por seu representante legal, e pelo pesquisador responsável, ficando uma via com cada um.

Rubricas _____ (Participante)

_____ (Pesquisador)

Eu, _____ li esse termo de consentimento e compreendi a natureza e objetivo do estudo do qual concordei em participar. A explicação que recebi menciona os riscos e benefícios. Eu entendi que sou livre para interromper minha participação a qualquer momento sem justificar minha decisão.

Eu concordo voluntariamente em ceder as imagens do meu exame de arteriografia cerebral para este estudo.

(Assinatura do sujeito de pesquisa ou responsável legal)

Curitiba, ____ de _____ de 202_.

Declaro que obtive de forma apropriada e voluntária o Consentimento Livre e Esclarecido deste paciente ou representante legal para a participação neste estudo.

Assinatura do Pesquisador ou quem aplicou o TCLE

Curitiba, ____ de _____ de 202_.

ANEXO IV – AVALIAÇÃO DOS MODELOS PARA TREINAMENTO CIRÚRGICO

Biomodelo 1					Silicone (A)	
1. Em uma escala de 1 a 5, o quanto esse modelo é apropriado ao treinamento cirúrgico?						
1	2	3	4	5		
Não é apropriado		Neutro		Muito apropriado		
2. Quais as chances de você utilizar esse modelo para o treinamento de residentes? Ou, se você é residente, gostaria de ser treinado com esse modelo?						
1	2	3	4	5		
Não utilizaria		Neutro		Utilizaria com certeza		
3. Na sua opinião, esse modelos pode ser útil para auxiliar neurocirurgiões em formação a desenvolver confiança?						
1	2	3	4	5		
Nada útil		Neutro		Muito útil		
4. Na sua opinião, o modelo é semelhante a artéria humana, no que se refere a colocação do clipe?						
1	2	3	4	5		
Nada semelhante		Neutro		Muito semelhante		
5. Após a colocação do clipe, o aneurisma foi excluído da circulação?					SIM	NÃO
6. Houve algum contratempo na utilização do biomodelo? Se sim, qual?					SIM	NÃO

Biomodelo 1					Resina (B)	
1. Em uma escala de 1 a 5, o quanto esse modelo é apropriado ao treinamento cirúrgico?						
1	2	3	4	5		
Não é apropriado		Neutro		Muito apropriado		
2. Quais as chances de você utilizar esse modelo para o treinamento de residentes? Ou, se você é residente, gostaria de ser treinado com esse modelo?						
1	2	3	4	5		
Não utilizaria		Neutro		Utilizaria com certeza		
3. Na sua opinião, esse modelos pode ser útil para auxiliar neurocirurgiões em formação a desenvolver confiança?						
1	2	3	4	5		
Nada útil		Neutro		Muito útil		
4. Na sua opinião, o modelo é semelhante a artéria humana, no que se refere a colocação do clipe?						
1	2	3	4	5		
Nada semelhante		Neutro		Muito semelhante		
5. Após a colocação do clipe, o aneurisma foi excluído da circulação?					SIM	NÃO
6. Houve algum contratempo na utilização do biomodelo? Se sim, qual?					SIM	NÃO