



UNIVERSIDADE ESTADUAL DA PARAÍBA  
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE

**ISABELLA DINIZ GALLARDO**

**DESENVOLVIMENTO DE MÉTODO PARA OBTENÇÃO DE GUIA CIRÚRGICO  
PARA COLUNA VERTEBRAL UTILIZANDO TECNOLOGIAS 3D**

CAMPINA GRANDE - PB  
2022

ISABELLA DINIZ GALLARDO

**DESENVOLVIMENTO DE MÉTODO PARA OBTENÇÃO DE GUIA CIRÚRGICO  
PARA COLUNA VERTEBRAL UTILIZANDO TECNOLOGIAS 3D**

Dissertação de Mestrado submetido à banca de defesa do Programa de Pós-Graduação em Ciência e Tecnologia em Saúde da Universidade Estadual da Paraíba.

Orientador: Prof. Dr. Misael Elias de Moraes  
Co-orientador: Rodolfo Ramos Castelo Branco

Linha de Pesquisa: Desenvolvimento de Dispositivos Médicos através da Manufatura Aditiva

É expressamente proibido a comercialização deste documento, tanto na forma impressa como eletrônica. Sua reprodução total ou parcial é permitida exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, desde que na reprodução figure a identificação do autor, título, instituição e ano do trabalho.

G163d Gallardo, Isabella Diniz.  
Desenvolvimento de método para obtenção de guia cirúrgico para coluna vertebral utilizando tecnologias 3D [manuscrito] / Isabella Diniz Gallardo. - 2023.  
61 p. : il. colorido.

Digitado.  
Dissertação (Mestrado em Profissional em Ciência e Tecnologia em Saúde) - Universidade Estadual da Paraíba, Centro de Ciências e Tecnologia, 2023.  
"Orientação : Prof. Dr. Misael Elias de Moraes, UEPB - Universidade Estadual da Paraíba."  
"Coorientação: Prof. Dr. Rodolfo Ramos Castelo Branco , UEPB - Universidade Estadual da Paraíba"

1. Tecnologia tridimensional. 2. Manufatura aditiva. 3. Cirurgia de coluna vertebral. I. Título

21. ed. CDD 616.73

ISABELLA DINIZ GALLARDO

**DESENVOLVIMENTO DE MÉTODO PARA OBTENÇÃO DE GUIA CIRÚRGICO  
PARA COLUNA VERTEBRAL UTILIZANDO TECNOLOGIAS 3D**

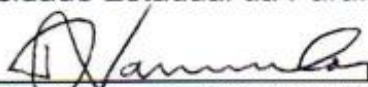
Dissertação de Mestrado apresentado ao Programa de Pós-Graduação em Ciência e Tecnologia em Saúde como requisito final à obtenção do título de **Mestre em Ciência e Tecnologia em Saúde**.

Dissertação aprovada em: 07/12/2022

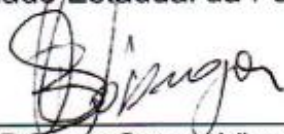
**BANCA EXAMINADORA:**




Prof. Dr. Misael Elias de Moraes  
Universidade Estadual da Paraíba (UEPB)



Prof. Dr. Danilo de Almeida Vasconcelos  
Universidade Estadual da Paraíba (UEPB)



Prof. Dr. Bruno Souza Virgolino Nóbrega  
Núcleo de Tecnologias Estratégicas em Saúde (NUTES)



Prof. Dr. Rodolfo Ramos Castelo Branco  
Núcleo de Tecnologias Estratégicas em Saúde (NUTES)

Dedico esta conquista à minha tia Nilda, onde quer que ela esteja, sei que acompanhou essa jornada e torceu por mim. Espero que esteja orgulhosa da tua '*sobrinha querida*'.

## AGRADECIMENTOS

À Deus, agradeço pela vida, por ter saúde para conquistar os meus sonhos e por me fazer entender que Seus planos são maiores e melhores que os meus. Tu sabes de todas as coisas e conheces o meu coração. Gratidão por ter chegado até aqui com fé e propósito.

Agradeço à minha filha pela paciência e compreensão diante da minha ausência, por trazer luz e força para os meus dias, me impulsionando a ir além. Minha pequena triunfante Laura, você me deu o melhor dos títulos, ser sua mãe. És a minha maior benção e conquista.

Aos meus pais, Leninha e Gustavo, por serem meu alicerce, por investirem o que podiam e não podiam para que eu alcançasse os meus objetivos, jamais serei capaz de agradecerlos por tudo que fizeram e ainda fazem por mim. À minha irmã Alícia, pelo seu suporte, compreensão e doçura nos momentos que preciso. Os amo muito.

Obrigada aos meus avós, Joselita e José Pedro, pela ternura e afago de sempre, sei o quanto se orgulham e torcem por mim, muito obrigada. À minha tia Ilda, pela empatia com o ônus e o bônus da vida acadêmica. A todos os familiares que ansiavam por esse momento.

Ao meu amado, Jean Matheus, por todo amparo, por tornar essa caminhada mais amena, me encorajando e acreditando em mim quando nem eu mesma o fazia. Te agradeço por segurar firme a minha mão e fazer dos meus sonhos, os nossos.

Sou grata às orientações do professor Rodolfo Castelo Branco pela partilha do conhecimento e expertise na área da Manufatura Aditiva. À professora e coordenadora do LT3D, Yasmyne Martins por todos os ensinamentos vividos ao longo desses anos. Aos meus colegas e parceiros de laboratório, Carlos e Lucas, pelo apoio e aprendizado divididos, vocês são excelentes. À Julia, companheira nas aflições e gargalhadas, obrigada por trazer leveza ao mundo com teu jeito único.

Muito obrigada à banca, pela participação e considerações somadas ao trabalho. Ao professor e orientador Misael Elias por me acolher como sua orientanda. Ao professor Danilo Vasconcelos, que é como um pai para mim desde a graduação, por todo acolhimento e sabedoria. E ao Dr. Brunno Virgolino, pelo entusiasmo em compartilhar seus conhecimentos.

Agradeço de todo coração, aos amigos que acompanharam de perto essa trajetória, ouvindo meus desabafos, me incentivando e torcendo pela concretização desse sonho, especialmente: Carol, Edu, Ingrid, Juju, Kaká, Kel, Kelly, Becka, Valdir, Victoria e Yalle, vocês são incríveis.

Sem vocês, eu não estaria aqui. Conseguimos!

*“Foi o tempo que dedicaste à tua rosa que a fez tão importante”*  
O pequeno príncipe - Antoine de Saint-Exupéry

## RESUMO

O processo de inovação é cada vez mais evidente, devido ao grande crescimento de pesquisas voltadas para a busca pelo desenvolvimento e uso de novas tecnologias, com o intuito de melhorar a assistência em saúde nos seus diferentes níveis de atenção. Desta forma, a utilização das Tecnologias Tridimensionais (3D), a exemplo da Manufatura Aditiva (MA), definida como um processo de fabricação através da adição de material em camadas planas e sucessivas, destaca-se na otimização e modernização de procedimentos invasivos, através do desenvolvimento e obtenção de biomodelos e guias cirúrgicos que tornam o planejamento do processo cirúrgico mais realista, pois possibilitam a visualização de estruturas anatômicas de forma tridimensional, e permitem a simulação de todo o procedimento cirúrgico. Com isso, a aplicação da MA na fabricação destes dispositivos, permitem conforto e precisão à equipe cirúrgica, melhoria da eficiência durante a cirurgia e, conseqüentemente, reflete numa maior aceitação e recuperação do paciente em relação aos métodos cirúrgicos convencionais. O objetivo deste estudo foi utilizar tecnologias tridimensionais para o desenvolvimento e obtenção de guia cirúrgico para região da coluna vertebral, visando a otimização dos procedimentos cirúrgicos. Tratou-se de uma pesquisa-ação, de caráter exploratório com abordagem qualitativa e objetivo exploratório, elaborada através de estudo de caso, com amostra por conveniência, desenvolvido no LT3D-NUTES/UEPB. O método cirúrgico através das tecnologias 3D permite uma maior interação com o cirurgião, o que garante um planejamento cirúrgico mais eficaz possibilitando uma melhora na precisão da inserção dos parafusos pediculares, ao permitir uma visualização detalhada do canal pedicular e do estoque ósseo no corpo vertebral, proporcionando ao cirurgião adotar a melhor angulação.

**Palavras-chave:** Tecnologias Tridimensionais; Manufatura Aditiva; Biomodelo; Guia Cirúrgico; Coluna Vertebral.



## ABSTRACT

The innovation process is increasingly evident, due to the large growth of research focused on the search for the development and use of new technologies, with the aim of improving health care at its different levels. In this way, the use of Three-Dimensional Technologies (3D), such as Additive Manufacturing (AM), defined as a manufacturing process through the addition of material in flat and successive layers, stands out in the optimization and modernization of invasive procedures, through the development and acquisition of biomodels and surgical guides that make the planning of the surgical process more realistic, as they allow the visualization of anatomical structures in a three-dimensional way, and allow the simulation of the entire surgical procedure. Thus, the application of AM in the manufacture of these devices allows comfort and precision to the surgical team, improving efficiency during surgery and, consequently, reflects in a greater acceptance and recovery of the patient in relation to conventional surgical methods. The objective of this study was to use three-dimensional technologies to develop and obtain a surgical guide for the spine region, aiming at optimizing surgical procedures.

It was an exploratory action research with a qualitative approach and exploratory objective, elaborated through a case study, with a convenience sample, developed at LT3D-NUTES/UEPB. The surgical method through 3D technologies allows for greater interaction with the surgeon, which ensures more effective surgical planning, enabling an improvement in the precision of the insertion of pedicle screws, by allowing a detailed visualization of the pedicle canal and the bone stock in the vertebral body, allowing the surgeon to adopt the best angulation.

**Keywords:** Three-dimensional Technologies; Additive Manufacturing; Biomodels; Surgical guides; Spine.

## **LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

**3D** – Tridimensional

**ABS** – Acrilonitrila Butadieno Estireno

**CAD** – Computer Aided Design

**CAE** – Computer Aided Engineering

**CAM** – Computer Aided Manufacture

**DICOM** – Digital Imaging and Communications in Medicine

**FDM** – Fused Deposition Modeling

**LT3D** - Laboratório de Tecnologias 3D

**MA** – Manufatura Aditiva

**NUTES** - Núcleo de Tecnologias Estratégicas em Saúde

**PLA** – Políácido Láctico

**RM** – Ressonância Magnética

**SL/SLA** – Estereolitografia

**SNC** – Sistema Nervoso Central

**STL** – Standard Tessellation Language

**TC** – Tomografia Computadorizada

**UEPB** - Universidade Estadual da Paraíba

## LISTA DE QUADROS

Quadro 1: Classificação das Tecnologias de Processamentos da MA .....	19
Quadro 2 - Parâmetros de impressão.....	48
Quadro 3 - Tempo de fabricação e consumo de material.....	48

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1</b> - Etapas do processo de Manufatura Aditiva.....	18
<b>Figura 2</b> - Princípio do processo FDM da Stratasy Ltd.....	23
<b>Figura 3</b> - Coluna Vertebral - Visão Geral.....	25
<b>Figura 4</b> - Diferentes etapas do desenvolvimento da coluna vertebral.....	25
<b>Figura 5</b> - Elementos básicos estruturais da vértebra.....	26
<b>Figura 6</b> - Medula espinhal e disco intervertebral nas estruturas vertebrais.....	27
<b>Figura 7</b> : Osso cortical e esponjoso na vértebra.....	27
<b>Figura 8</b> - Biomodelo e Guias Pediculares para correção cirúrgica de Escoliose.....	29
<b>Figura 9</b> - Biomodelo de coluna cervical alta.....	30
<b>Figura 10</b> - Guia para fixação pedicular de cervical alta.....	30
<b>Figura 11</b> - Modelo de gabarito-guia para fixação percutânea de parafusos pediculares.....	31
<b>Figura 12</b> - Fluxograma das etapas do desenvolvimento da metodologia para aquisição, tratamento de imagem médica, modelagem 3D e manufatura de guia cirúrgico.....	32
<b>Figura 13</b> - Fluxograma da Etapa 1 referente à Aquisição de Imagem .....	33
<b>Figura 14</b> - Fluxograma da Etapa 2, referente ao Tratamento da Imagem.....	34
<b>Figura 15</b> - Fluxograma da Etapa 3, referente à Modelagem 3D.....	35
<b>Figura 16</b> - Fluxograma da Etapa 4, referente à Manufatura Aditiva.....	36
<b>Figura 17</b> - Remoção dos ruídos e falhas da imagem.....	37
<b>Figura 18</b> - Segmentação anatômica da região de interesse.....	38
<b>Figura 19</b> - Arquivo final obtido no software InVesalius.....	38
<b>Figura 20</b> - Segmentação da malha geométrica.....	39
<b>Figura 21</b> - Orientação do eixo para o ponto de referência zero.....	39
<b>Figura 22</b> - Cortes no plano axial e sagital dos pedículos de L3.....	40
<b>Figura 23</b> - Cortes no plano axial e sagital dos pedículos L4.....	40
<b>Figura 24</b> - Posicionamento do parafuso inserido no interior do pedículo.....	41
<b>Figura 25</b> - Espessura do canal dos pedículos em L3.....	41
<b>Figura 26</b> - Espessura do canal dos pedículos em L4.....	41
<b>Figura 27</b> - Planejamento CAD da angulação da inserção dos parafusos pediculares em L3.....	43
<b>Figura 28</b> - Planejamento CAD da angulação da inserção dos parafusos pediculares em L4.....	44
<b>Figura 29</b> - Tubo guia para broca em L3.....	45
<b>Figura 30</b> - Tubo guia para broca em L4.....	45
<b>Figura 31</b> - Fixador guia na lâmina do arco vertebral e processo espinhoso.....	46

<b>Figura 32</b> - Barras estruturais (perpendicular e transversal) da guia cirúrgica e fixador central.....	46
<b>Figura 33</b> - Finalização da Guia Digital CAD.....	47
<b>Figura 34</b> - Simulação CAM da fabricação do biomodelo e Guia Cirúrgico.....	48
<b>Figura 35</b> - Biomodelo e Guia Cirúrgico disposto na Impressora Raiser.....	49
<b>Figura 36</b> - Biomodelo com estrutura de suporte e raft.....	49
<b>Figura 37</b> - Guia cirúrgico com estrutura de suporte e raft.....	50
<b>Figura 38</b> - Biomodelo com pós-processamento.....	50
<b>Figura 39</b> - Guia Cirúrgico com pós processamento.....	50
<b>Figura 40</b> - Biomodelo e Guia cirúrgico acoplados.....	51

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>13</b>
<b>2. OBJETIVOS .....</b>	<b>15</b>
2.1 OBJETIVO GERAL.....	15
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	15
<b>3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....</b>	<b>16</b>
3.1 TECNOLOGIAS 3D .....	16
3.2 MANUFATURA ADITIVA .....	18
<b>Quadro 1: Classificação das Tecnologias de Processamentos da MA .....</b>	<b>19</b>
3.2.1 Modelagem por Fusão e Deposição – FDM.....	22
3.3 COLUNA VERTEBRAL .....	24
3.3.1 Utilização da MA para otimização de cirurgias na coluna vertebral.....	29
<b>4 MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>32</b>
4.1 ETAPA 1: AQUISIÇÃO DE IMAGENS.....	32
4.2 ETAPA 2: TRATAMENTO DA IMAGEM .....	33
4.3 ETAPA 3: MODELAGEM 3D .....	34
4.4 ETAPA 4: MANUFATURA ADITIVA .....	35
<b>5 RESULTADOS E DISCUSSÕES .....</b>	<b>37</b>
<b>Quadro 2 - Parâmetros de impressão .....</b>	<b>48</b>
<b>Quadro 3 - Tempo de fabricação e consumo de material .....</b>	<b>48</b>
<b>6 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....</b>	<b>53</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A crescente busca pela excelência no diagnóstico e tratamento de doenças do corpo humano tem sido um desafio para os profissionais de saúde (BARROS et al., 2016). Neste cenário, os setores da ciência e tecnologia adentraram como fortes aliados no processo de inovação, influenciando na modernização desde o primeiro contato com o paciente até a forma do tratamento nos diversos níveis de atenção (SANTANA, 2018).

Diante disto, as Tecnologias Tridimensionais (3D) se destacam neste processo de inovação na saúde, principalmente com respeito a limitação no uso de telas planas para visualização de imagens 3D, a fim de guiar cirurgias delicadas, por exemplo, logo permitindo a ascensão de técnicas utilizadas por essas tecnologias (RENGIER, 2010), ressaltando a Manufatura Aditiva (MA), que corresponde ao processo de fabricação através da adição de material em camadas planas e sucessivas (MARTINS, 2015).

Assim, as tecnologias 3D, através das técnicas CAD/CAE/CAM (*Computer Aided Design; Computer Aided Engineering; Computer Aided Manufacture*), tornam-se indispensáveis para o aperfeiçoamento de diversos procedimentos clínicos, ao possibilitar o desenvolvimento da modelagem de dispositivos complexos e customizados (COUTINHO et al., 2018), enfatizando a MA, pela viabilidade de produzir objetos físicos e dispositivos médicos de qualquer complexidade, com maior rapidez e menor custo (GARCIA, 2010), como biomodelos e guias cirúrgicos, que proporciona um melhor planejamento cirúrgico (JACOTTI et al., 2014), permitindo diversas estratégias cirúrgicas a serem testadas, podendo diminuir o tempo de cirurgia e, conseqüentemente, a exposição do paciente à infecção.

Tais biomodelos e guias cirúrgicos servem como uma referência fidedigna e confiável durante a cirurgia, tornando no futuro, processos mais automáticos e integrados de projetos que podem oferecer ritmos mais ágeis à produção de dispositivos médicos.

Nesse contexto, a MA tem várias vantagens para esse fim, incluindo digitalização, flexibilidade e customização durante o processo de fabricação, o que pode melhorar a precisão dimensional e reduzir complicações (MAO et al., 2019), configurando um processo de inovação de extrema importância para procedimentos invasivos ao implementá-lo nos serviços de saúde. Por outro lado, as desvantagens incluem a falta do conhecimento, habilidade e capacitação de estudantes e profissionais da saúde para utilização destas tecnologias; os custos dos equipamentos e alguns materiais; além do tempo de construção dos biomodelos, o que muitas vezes impede seu uso em casos emergenciais.

Entende-se, portanto, que este estudo tem função relevante quando, por intermédio das Tecnologias 3D, pretende promover diferenças reais e significativas na otimização do cenário de planejamento e procedimentos cirúrgicos, proporcionando redução de índices de erros médicos, diminuição da exposição do paciente à métodos invasivos e tempo de anestesia, menor número de participantes na equipe de cirurgia, além da redução dos custos que estão ligados diretamente a duração do processo cirúrgico.

É possível então, obter melhorias em todos os níveis de saúde não só o hospitalar, uma vez que pode reduzir também sequelas pós-cirúrgicas, tempo de recuperação e consequentemente percepção no ganho de qualidade de vida, fato este que justifica a produção desta pesquisa.



## **2. OBJETIVOS**

### **2.1 OBJETIVO GERAL**

Desenvolver método para obtenção de guia cirúrgico para cirurgias da coluna vertebral, a partir da utilização de Tecnologias Tridimensionais, visando a otimização dos procedimentos cirúrgicos.

### **2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Utilizar das técnicas CAD/CAM para aquisição de imagem, modelagem 3D e manufatura aditiva para guia cirúrgico customizado da coluna vertebral;
- Manufaturar o guia cirúrgico e biomodelo como protótipo;

### 3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

#### 3.1 TECNOLOGIAS 3D

As Tecnologias 3D surgiram com a proposta de automatizar o processo manual minimizando as variações ou falhas humanas e a redução nos custos de produção (VASCONCELOS et al., 2018). Quando se trata de seres humanos, a necessidade de tratamento médico individual e planejamento cirúrgico customizado se torna mais evidente (GEBHARDT; HÖTTER, 2016).

Para que seja possível a comunicação dos exames de imagens, como Ressonância Magnética (RM) e Tomografia Computadorizada (TC), e os sistemas CAD/CAE/CAM utiliza-se atualmente, um padrão de comunicação de imagens em saúde, o *Digital Imaging and Communications in Medicine* – DICOM (Imagem digital e comunicações em medicina, em tradução livre). Esse padrão, trata-se de um conjunto de normas e dados para transmissão, armazenamento e tratamento de informações médicas em imagens 2D.

A visualização das imagens médicas representadas pelo padrão DICOM é feita utilizando um software voltado para a área médica que possibilita, a partir da importação destas imagens captadas pelos exames de TC e RM, a reconstrução e segmentação das mesmas para gerar volumes 3D. O software *Invesalius*, destaca-se por ser um software livre, de código aberto (VERRI; SANTIAGO JÚNIOR; ALMEIDA, 2015), que permite sua conversão para um arquivo vetorial de extensão STL (*Standard Tessellation Language*), este trata-se da representação geométrica de projetos 3D, além de ser o arquivo de leitura para manufatura (COUTINHO et al., 2018).

Tendo sido segmentadas as imagens, forma-se a imagem 3D que será base para a posterior modelagem virtual do objeto desejado. Para a manipulação do modelo virtual 3D é comum a utilização do *MeshMixer*, que é um software de edição da malha geométrica, com o objetivo de buscar deixá-lo com a superfície o mais próximo da real (MELO; PEDDINGHAUS, 2019).

A utilização dos sistemas CAD/CAE/CAM no desenvolvimento de projetos segue três etapas principais, são elas: (1) aquisição dos parâmetros – modelagem do modelo virtual, definição de parâmetros relacionados à modelagem e suas características geométricas; (2) determinação das características mecânicas e estruturais – a exemplo de materiais e readequação dos parâmetros geométricos se necessários; (3) fabricação do modelo a partir de um dispositivo específico (ALGHAZZAWI, 2016).

Ao tratar-se da área da saúde, uma aplicação clássica da utilização de Tecnologias 3D, é a confecção de biomodelo e guia cirúrgico. Biomodelo é o produto final da biomodelagem, termo que denomina a reprodução das características morfológicas de uma estrutura anatômica em um modelo físico (SILVA; ROSADO, 2014). Já o guia cirúrgico é um dispositivo desenvolvido digitalmente e posteriormente manufaturado, de forma customizada, para auxiliar em procedimentos cirúrgicos, demonstrando resultados semelhantes ou mais eficientes em relação aos métodos clássicos (SCHOUMAN et al., 2015).

Os biomodelos podem ser usados ainda, no treinamento e ensino de estudantes de medicina, como aborda o estudo randomizado controlado de Bangeas e colaboradores (2019), que comparou o papel educacional dos biomodelos com os filmes convencionais de ressonância magnética no treinamento de residentes cirúrgicos. A análise estatística revelou que os cirurgiões residentes do Grupo B, que estudaram apenas com os biomodelos obtiveram maior pontuação geral no teste de avaliação, em comparação aos cirurgiões residentes Grupo A, que estudaram apenas imagens de Ressonância Magnética - RM (BANGEAS et al., 2019).

Além disso, a revisão sistemática de Tack e colaboradores (2016) sobre aplicações cirúrgicas utilização a MA, descobriu que o uso de biomodelos para planejamento pré-operatório e ensaio em ortopedia, bucomaxilofacial e neurocirurgia foi associado a melhorias nos fluxos de procedimentos cirúrgicos e nos resultados pós-operatórios dos pacientes. Também é mencionado a redução na radiação intraoperatória em nove estudos sobre a utilização de guia cirúrgico, destes, seis tratavam-se de 11 estudos de cirurgia da coluna vertebral.

Por sua vez, os guias cirúrgicos impressos em 3D são amplamente utilizados, em conjunto com os biomodelos para diagnóstico e treinamento pré-cirúrgicos (MCMENAMIN et al., 2014; CANSTEIN et al., 2008). Assim a aplicação desta técnica tem o potencial de reduzir efetivamente os riscos cirúrgicos e aumentar a precisão e a eficácia do tratamento (TAKEYASU et. al., 2013).

O estudo de Zheng (2018) revelou após a aplicação de questionários entre pacientes e profissionais não médicos, que a utilização de biomodelos e guias cirúrgicos facilitam a compreensão e adesão dos pacientes à cirurgia, melhorando a comunicação entre médico e paciente, concluindo que essas tecnologias são seguras, eficazes e viáveis, além disso, também pode ajudar os médicos a melhorarem seus conhecimentos teóricos e habilidades práticas, eliminando complicações cirúrgicas comuns e melhorar a qualidade cirúrgica .

Portanto, as principais vantagens da utilização das tecnologias 3D estão associadas à customização de procedimentos e dispositivos sem elevação de custos, possibilidade de

precisão e complexidade dos biomodelos, com planejamento mecânico da estrutura conforme demanda, inclusão de materiais e planejamento cirúrgico (MARTINS, 2015). Assim, podemos citar a MA como principal tecnologia 3D nesse contexto de inovação, no tocante ao processo de fabricação de biomodelos e guias cirúrgicos.

### 3.2 MANUFATURA ADITIVA

A Manufatura Aditiva, também conhecida como impressão 3D, caracteriza-se pela fabricação de dispositivos médicos de forma customizada, área extremamente promissora e de expansão acelerada em diversos segmentos, definida como um processo de fabricação por meio da adição sucessiva de material na forma de camadas (VOLPATO, 2017). O processo de construção é totalmente automatizado e ocorre de maneira relativamente rápida, se comparado aos meios tradicionais de fabricação (MARTINS, 2015).

De acordo com Gibson, Rosen e Stucker (2015), o processo de fabricação em MA é dividido em oito etapas, como mostra a figura 1.

**Figura 1:** Etapas do processo de Manufatura Aditiva



Fonte: Gibson, Rosen e Stucker (2015)

Na primeira etapa é gerado um modelo CAD 3D, sólido ou de superfície, do dispositivo a ser fabricado, certificando-se que a superfície esteja completamente fechada, sem irregularidades. Na segunda etapa, o arquivo CAD é convertido para o padrão STL que permite

a descrição de um modelo CAD levando em consideração basicamente a geometria de facetas triangulares (GIBSON; ROSEN; STUCKER, 2015).

A terceira etapa compreende as operações adicionais sobre o modelo com o objetivo de otimizar propriedades mecânicas, melhorar a aparência ou reduzir o ciclo e o custo do dispositivo. Tais operações incluem a alteração da orientação ou o reposicionamento da peça, a replicação do modelo ou inclusão de outros modelos no mesmo grupo, alteração de dimensões, segmentação ou fusão de modelos e inclusão de caracteres para a identificação do dispositivo, além da criação de estruturas de suporte para regiões de produtos em balanço ou desconectadas (GIBSON; ROSEN; STUCKER, 2015).

Os parâmetros de processo do equipamento de MA, a serem ajustados irão variar em função do tipo de máquina, material e acabamento, correspondendo à quarta etapa do processo. Em seguida, na quinta etapa, ocorre a fabricação propriamente dita do dispositivo, camada por camada. Na maior parte das vezes, as peças devem passar por outras operações, que compreendem a sexta etapa que é o pós-processamento, onde pode ser feita a remoção da plataforma de construção, remoção de resíduo de material não processado e remoção de estruturas de suporte, antes que possam ser utilizadas (GIBSON; ROSEN; STUCKER, 2015).

A sétima etapa, não é obrigatória, corresponde a operações secundárias, como polimento ou pintura, nas quais o dispositivo semi-acabado passa de acordo com as necessidades da aplicação do dispositivo. Enfim, a oitava e última etapa, consiste nas peças obtidas a partir da MA prontas para o uso. A depender dos requisitos para sua aplicação, pode ser necessário montagem de peças para atingir o aspecto desejado (GIBSON; ROSEN; STUCKER, 2015).

De acordo com o princípio de processamento de camadas, a MA pode ser enquadrada em sete categorias e seus respectivos grupos de classificação de tecnologias (ISO, 2016), conforme mostrado no Quadro 1.

Quadro 1: Classificação das Tecnologias de Processamentos da MA

<b>Princípio do Processo</b>	<b>Descrição</b>	<b>Ex. de Tecnologia</b>	<b>Forma do Material</b>
Fotopolimerização em cuba	Material fotossensível líquido é curado através de polimerização ativada por luz UV	SLA, CLIP, TEC	Líquido
Jateamento de Material	Material depositado em pequenas gotas de forma seletiva	Polyjet, MJP	
Extrusão de Material	Material extrudado seletivamente depositado através de um bico ou orifício.	FDM	Sólido

Adição de Lâmina	União de lâminas recortadas de material	LOM, SDL	Folha/Lâmina
Fusão de Leito de Pó	Fusão seletiva através de energia térmica em região de um leito de pó	SLS, SLM, DMLS	Pó
Jateamento de Aglutinante	Uso de agente aglutinante líquido seletivamente depositado para união de materiais em pó	CJP	
Deposição com Energia Direcionada	Uso da energia térmica na fusão de materiais enquanto são depositados	LENS, DMD	

Fonte: Adaptado de ISO/ASTM 52900

Os processos por fotopolimerização em cuba baseiam-se na aplicação planejada de uma fonte de luz ultravioleta (UV) ou visível, sobre resinas poliméricas em estado líquido que a partir de uma reação química permite sua solidificação em uma cuba ou reservatório (bandeja), denominada, portanto, reação de cura (AHRENS, 2017; OLMOS et al., 2017; RODRIGUES; NEUMANN, 2003). Este processo permite a utilização de espessuras de camada micrométricas, resultando na fabricação de peças com excelente acabamento superficial (TONG, 2019).

O processo mais comum dessa categoria é a Estereolitografia (SLA), na qual as peças impressas apresentam ótima resolução e precisão, detalhes finos e acabamentos de superfície lisos (COELHO, 2016), além de rapidez no tempo de cura, devido à ausência de oxigênio no fundo do reservatório. Contudo, a principal vantagem da estereolitografia é a versatilidade do material de impressão, sendo estas, resinas inovadoras com ampla gama de propriedades ópticas, mecânicas e térmicas, como altas temperaturas de distorção térmica ou resistência ao impacto, formulados para resistir a testes extensivos e funcionar sob estresse (COELHO; ARAÚJO; THIRÉ, 2018).

Já as tecnologias de MA por jateamento tiveram como base as tecnologias convencionais de jato de tinta (inkjet printing). As principais linhas de uso dessa tecnologia são: jateamento de material e jateamento de aglutinante. O jateamento direto do material da peça encontra-se na forma líquida sobre uma plataforma que, por meio de um processo químico ou físico, solidifica-se em camadas. Um exemplo desse processo é a tecnologia PolyJet, que utiliza no mínimo dois materiais diferentes para a fabricação, sendo estes uma resina para impressão da peça e outro material na forma de gel (fotossensível) para gerar os suportes (VOLPATO, 2017).

Nesta tecnologia há o jateamento da resina fotossensível sobre a plataforma e imediata polimerização da resina por meio da fonte de luz UV, não sendo necessária pós cura da peça,

além disso, contém um rolo laminador responsável por deixar cada camada como programada. Uma vez finalizada a peça, o material de suporte é retirado manualmente com uma escova ou com auxílio de jato de água (STRATASYS, 2021).

Entretanto, o jateamento de aglutinante utiliza dois materiais; material em pó e um aglutinante líquido que servirá como “adesivo” entre as camadas de pó, unindo-as para obter a forma desejada. Os materiais em pó podem ser à base de cerâmica (por exemplo vidro ou gesso) ou metal. De maneira semelhante aos processos de Fusão em Leito de Pó (*Powder Bed Fusion -PBF*), um sistema de rolamento espalha o pó para que a próxima camada seja construída (REDWOOD; SCHFFER; GARRET, 2017; ARAÚJO, 2021).

Como citado, os processos de PBF produzem peças sólidas usando uma fonte de energia (laser ou feixe de elétrons) para fundir pó, camada por camada, por um caminho predeterminado, podendo ser aplicados tanto polímeros quanto a fusão de partículas de metal (REDWOOD; SCHFFER; GARRET, 2017).

Outra tecnologia que utiliza o material em forma de pó é a Deposição de Energia Direcionada (DED), na qual as peças são formadas à medida que o material é depositado na área de trabalho, fazendo uso de um braço robótico que permite que o material possa ser depositado em várias direções, conferindo maior liberdade de movimentação e de formas geométricas se comparada a outras técnicas de MA (SANTOS, 2018). Além disso, a deposição do material ocorre concentrando um laser de alta potência em um substrato, para criar uma poça de fusão na qual o material será injetado simultaneamente, induzindo-o à fusão à medida que entrar em contato com ela (GIBSON; ROSEN; STUCKER, 2015).

Ademais, há o processo de adição por lâminas, uma das primeiras técnicas de manufatura aditiva a surgir no mercado e combina técnicas aditivas e subtrativas para construir um objeto camada por camada, no qual lâminas ou folhas de material são unidas para formar uma peça (ISO/ASTM 52900, 2015). Basicamente, a maior diferença entre as tecnologias adotadas, é que a *Laminated Object Manufacturing* (LOM) utiliza como material folhas de papel e a junção das camadas se dá com a aplicação de pressão e calor, através de um revestimento de adesivo térmico, enquanto a *Ultrasonic Additive Manufacturing* (UAM) utiliza folhas de metal como material de construção, e a ligação é realizada por meio de soldagem ultrasônica (GIBSON; ROSEN; STUCKER, 2015).

A categoria compreendida pelo princípio de processamento em Extrusão de Material, será abordado separadamente, uma vez que se refere à tecnologia adotada no desenvolvimento deste estudo, a FDM.

### 3.2.1 Modelagem por Fusão e Deposição – FDM

A tecnologia FDM, do inglês *Fused Deposition Modeling*, tem como princípio de processamento a extrusão de material, sendo a mais comum encontrada devido a sua acessibilidade e diversidade de polímeros utilizados como material de fabricação, que consiste em materiais termoplásticos na forma de filamentos (SANTOS, 2018). Esta tecnologia é capaz de produzir dispositivos conceituais, funcionais, de peças com alto desempenho em termos de resistência mecânica, térmica e química (STRATASYS, 2017).

Trata-se de uma tecnologia relativamente simples, o que a diferencia das outras categorias de tecnologias de MA, por compreender num sistema de alimentação baseado no filamento termoplástico através de um cabeçote aquecido, sob alta pressão, como um fio fino de plástico semifundido. Na câmara de construção aquecida, este processo de extrusão estabelece uma contínua deposição de plástico para formar uma camada (TONG et al., 2019).

Nesse processo, o material é depositado seletivamente através de um bico ou orifício calibrado. O importante para a extrusão é que, ao sair do bico, a solidificação do material, em estado pastoso, seja relativamente rápida para que o material mantenha a estruturação desejada para a fabricação da peça, ao mesmo tempo que seja lenta o suficiente para que o filamento depositado possa ter a melhor adesão possível aos filamentos já depositados na mesma camada, bem como na camada anterior (VOLPATO, 2017)

De modo geral, o filamento enrolado em uma bobina é tracionado por um sistema formado por um par de polias e empurra-o por um canal aquecido, até atingir um estado semilíquido ou pastoso. O próprio filamento sendo tracionado atua como uma espécie de êmbolo no início do sistema de extrusão, com o objetivo de expulsar o material através do bico com diâmetro calibrado (SANTANA, 2015).

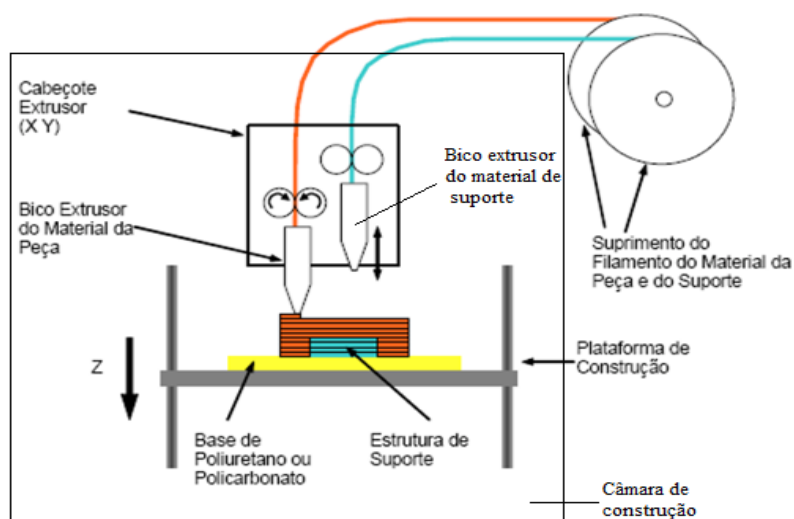
A partir disto, a plataforma de construção operante no processo de extrusão de material eleva-se e ao término de cada camada, deslocando-se para baixo na direção do eixo Z ao término de cada camada, com distância similar à espessura de uma camada, enquanto o cabeçote de extrusão desloca-se nos eixos X-Y, em movimentos controlados para formar a geometria planejada (Figura 2). Também existe a possibilidade do cabeçote extrusor deslocar-se para cima, enquanto a plataforma permanece estacionária. Tal processo é repetido a cada camada de material depositado, até que a peça seja finalizada (VOLPATO, 2017). Em geral, esta tecnologia necessita de estruturas de suporte dependendo do tipo de peça a ser fabricado.

Como é retratado na figura 2, há a presença de um segundo bico extrusor, responsável por depositar o material utilizado para estruturas de suporte, estes são necessários em situações



em que existam regiões que não estejam conectadas ao corpo da peça, seja na fabricação das primeiras camadas ou em algum estágio do processo. Sem esse suporte, essas regiões não têm apoio e não é possível sua construção, uma vez que o bico depositaria material em um espaço vazio (MAGALHÃES, 2010; VOLPATO, 2017).

**Figura 2:** Princípio do processo FDM da Stratasys Ltd.



Fonte: Volpato, 2017.

Este processo de estratificação se repete para fabricar peças termoplásticas (BOLELLI; LEBRÃO, 2019), sendo a forma mais amplamente utilizada, nos mais diversos segmentos pela rapidez, baixo custo de equipamentos e variedade de materiais termoplásticos padrão, como o Acrilonitrila Butadieno Estireno (ABS) e Poliacido Láctico (PLA) (MARTINEZ, 2019; TONG et al., 2019), que são os mais comuns. É de suma importância fazer um levantamento de características ambientais como toxicidade ambiental e reciclabilidade, uma vez que as características mais difundidas são as técnicas sobre resistências, durabilidade e custos (BESKO; BILYK; SIEBEN, 2017).

À vista disso, o ABS é um termoplástico comumente utilizado para fazer produtos leves, rígidos e moldados (NUNES, 2018), que oferecem boa capacidade de resistência mecânica ao impacto, à tração e a tenacidade (JAIN; KUTHE, 2013), além de ser possível a esterilização química a baixa temperatura com peróxido de hidrogênio (JACOB; KOWATSCHE, 1993).

Apesar do PLA ser biodegradável, e o ABS não, este pode ser reciclável, além disso, são mais baratos, fortes e duráveis em comparação ao PLA. As peças impressas em ABS podem

passar por um acabamento com acetona no pós processamento (RODRÍGUEZ-PANES; CLAVER; CAMACHO, 2018).

Dito isto, a fidelidade, qualidade e propriedades das peças produzidas pelo processo de MA através da FDM, dependem diretamente dos parâmetros utilizados. Assim, para a obtenção de peças funcionais são necessários estudos fundamentais desses parâmetros, sendo eles: direção da construção, espessura da camada, preenchimento, quantidades de paredes ou contornos, temperatura de extrusão, velocidade de impressão, velocidade em vazio e vazão ou fluxo. Estes parâmetros influenciam na qualidade final da peça e nas propriedades do material, por isso, é importante uma boa determinação destes, para mitigar possíveis desafios, como efeito de escada em curvas (baixa qualidade em partes arredondadas) e a necessidade de suportes em regiões sobressalientes (MOHAMED et al., 2015).

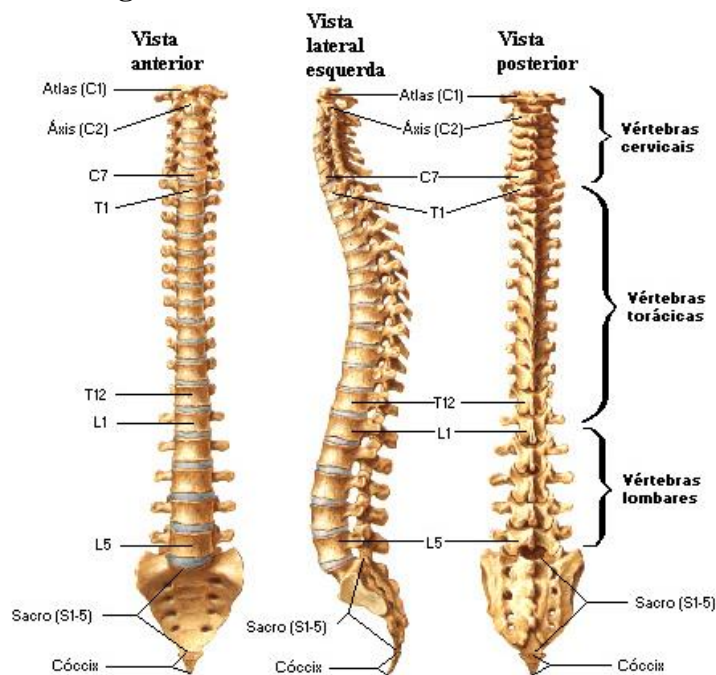
Apesar da quantidade de parâmetros a serem determinados, esse processo proporciona vantagens, como a produção de geometrias complexas sem a necessidade do investimento na fabricação de moldes, a habilidade de produzir elementos internos, a redução da quantidade de montagens e a alta capacidade de customização (ALAFAGHANIA et al., 2017). Essas características são essenciais para fabricação de guias cirúrgicos e biomodelos da coluna vertebral, foco este do nosso trabalho.

### 3.3 COLUNA VERTEBRAL

Para o desenvolvimento desta pesquisa, é de suma importância a familiaridade com a anatomia da coluna vertebral, uma vez que esta abriga estrutura extremamente nobres para a fisiologia do corpo humano, portanto, este tópico, destina-se a abordar aspectos estruturais e morfológicos da coluna vertebral, bem como explorar os benefícios da MA nos procedimentos cirúrgicos nesta região.

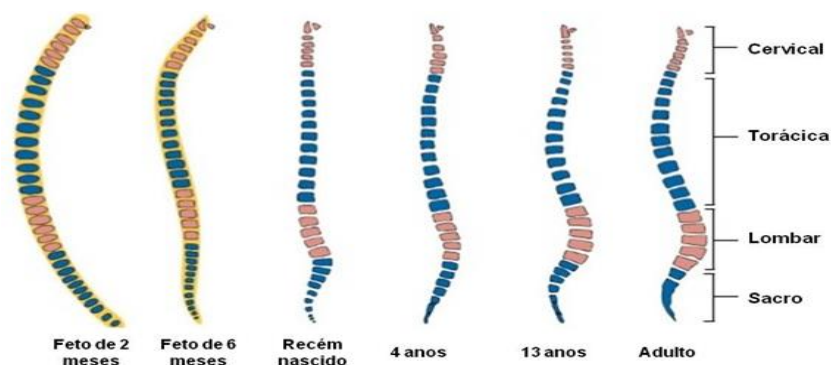
Por definição, a coluna vertebral é a parte subcranial do esqueleto axial. Trata-se de uma haste firme e flexível, constituída de elementos individuais sobrepostos (vértebras) unidos entre si por articulações, conectados por fortes ligamentos e suportados dinamicamente por uma poderosa massa musculotendinosa (NATOUR, 2004).

É composta por 33 vértebras, distribuídas em: 7 vértebras cervicais, sendo a primeira denominada Atlas (C1) e a segunda Áxis (C2); 12 vértebras torácicas que se articulam com um par de costelas; 5 vértebras lombares, grandes a fim de suportar o peso; 5 vértebras sacrais fundidas; total de 4 vértebras coccígeas fundidas, sendo consideradas um remanescente embriológico de cauda, como mostra a figura 3 (HANSEN, 2010).

**Figura 3:** Coluna Vertebral - Visão Geral

Fonte: NETTER, 2000

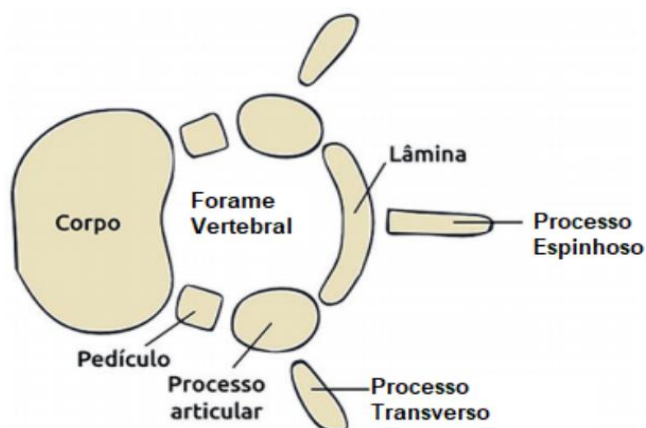
Ela é dividida em quatro regiões: cervical (C1-C7), torácica (T1-T12), lombar (L1-L5) e sacrococcígea (S1-S5 e cóccix), cada uma compõe uma série de curvas: lordose (concauidade para trás), presentes nas colunas cervical e lombar; e cifose (convexidade para trás), correspondente às colunas torácica e sacral. Estas curvaturas surgem no desenvolvimento pós-natal, parcialmente presentes no recém-nascido (RN), conforme aquisições motoras do RN, como controle da cabeça, sentar e andar, essas curvaturas são adquiridas, tornando-se definidas apenas na puberdade, exemplificado na figura 4 (GILROY; MACPHERSON; ROSS, 2008; BLANDINE, 1991).

**Figura 4:** Diferentes etapas do desenvolvimento da coluna vertebral

Fonte: Pearson Education Inc, 2012

Com exceção do C1 e C2, os elementos estruturais de uma vértebra são os mesmos, conforme mostrado na figura 5. Apresentam duas partes principais, o corpo vertebral, maior parte da vértebra, localizado na parte anterior; e no arco vertebral posterior estão: os processos transversos, dois prolongamentos laterais, projetados transversalmente de cada lado do ponto de união do pedículo com a lâmina; os processos articulares são espessamentos gerados pela junção pedículo-laminar, dois pares superior e inferior, suportando uma superfície articular cartilaginosa destinada à articulação das vértebras entre si; processo espinhoso, projeção óssea única, situado medial e posteriormente; o forame vertebral, delimitado por trás do corpo vertebral e o arco posterior; os pedículos, são partes mais estreitas que ligam os processos transversos ao corpo; e as lâminas ligam o processo espinhoso aos processos transversos (GILROY; MACPHERSON; ROSS, 2008; BLANDINE, 1991).

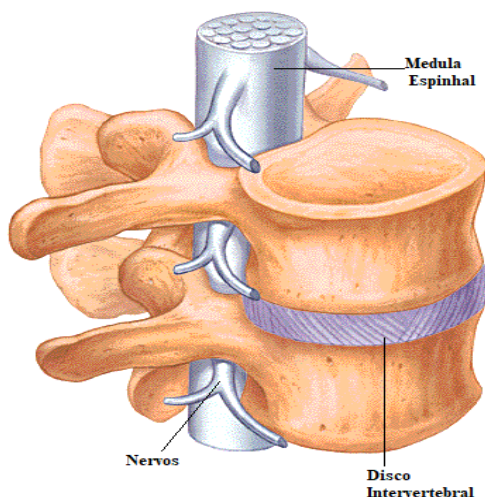
**Figura 5:** Elementos básicos estruturais da vértebra



Fonte: SCHOELLER, 2016

Os forames vertebrais empilhados formam o canal vertebral, por onde passa a medula espinhal, estrutura nobre e unidade funcional do Sistema Nervoso Central (SNC), juntamente com o encéfalo, possui formato de tubo cilíndrico, sendo responsável por conduzir informações de diversas partes do corpo para o cérebro e deste para outras regiões, além de ser responsável também pelos atos reflexos (SANTOS, 2021). Através dos forames intervertebrais, delimitados pelos pedículos de duas vértebras superpostas, passam os nervos que saem da medula, simetricamente, de cada lado da coluna vertebral. Anteriormente, entre os corpos vertebrais encontra-se o disco intervertebral, articulação que confere rigidez e flexibilidade à coluna (BLANDINE, 1991), conforme apresentado na figura 6, abaixo.

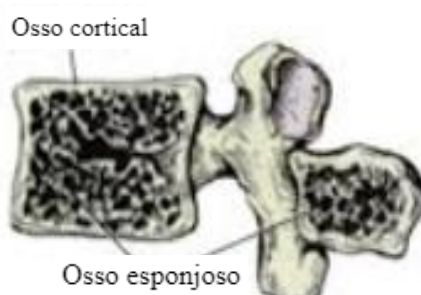
**Figura 6:** Medula espinhal e disco intervertebral nas estruturas vertebrais.



Fonte: CORREIA, 2012

As vértebras, bem como a maioria dos ossos do corpo humano, têm as camadas externas compostas de osso cortical com osso esponjoso no interior. O osso cortical é caracterizado pela baixa porosidade (5 a 30% do volume), sendo mais rígido e capaz de suportar maiores tensões e menores deformações. Já o osso esponjoso possui alta porosidade (30 a 90% do volume), é menos rígido e suporta menores tensões e maiores deformações. Isto torna o osso um material anisotrópico, ou seja, que resiste de maneira diversa à cargas aplicadas em diferentes direções (MOTA, 2019).

**Figura 7:** Osso cortical e esponjoso na vértebra.



Quando a coluna vertebral é acometida por patologias, seu tratamento cirúrgico deve ser baseado no diagnóstico clínico e nos exames por imagens. São exemplos de indicações de cirurgia: lombalgia mecânica; hérnias discais; lombociatalgias; síndrome da cauda eqüina; síndrome do canal estreito; lombalgia de origem tumoral; alguns casos de fraturas por osteoporose; evitar a progressão da escoliose em crianças (NATOUR, 2004). Como opções

cirúrgicas temos a microdissectomia, as laminectomias, as laminotomias e as artrodeses, com instrumental ou não (FELIPE; CHUEIRE, 2006).

O alto índice de instabilidade nas patologias degenerativas na coluna vertebral faz com que a fusão óssea, resultado esperado pela artrodese, seja algo previsto e almejado. A fusão oferece ao cirurgião a oportunidade de remover o processo patológico (infecção, artrite ou deformidade), eliminando o movimento doloroso e permitindo a descompressão dos elementos neurais com subsequente estabilização dos segmentos afetados (FELIPE; CHUEIRE, 2006).

No estudo de Avanzi (2005), que avalia 21 pacientes submetidos à estabilização cirúrgica pela artrodese posterior para tratamento da instabilidade lombar no Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de São Paulo, quatro evoluíram com complicações, sendo dois destes devido ao mau posicionamento dos parafusos, compreendendo 19% dos casos, necessitando novamente de cirurgia para reposicionamento dos parafusos que se encontravam em situação extra pedicular.

Técnicas minimamente invasivas destinadas a minimizar o risco associado à cirurgia e os resultados de morbidade da cirurgia da coluna vertebral têm aumentado nos últimos anos (LI et al., 2020). A fixação do parafuso pedicular, é apontado na literatura, como o que há de mais moderno na correção da deformidade da coluna (LEDONIO et al., 2011; LENKE et al., 2008; LYKISSAS et al., 2013). Porém, a proximidade de estruturas neurovasculares, incluindo grandes vasos e a própria medula espinhal, aumenta o risco de complicações graves devido a parafusos pediculares mal posicionados (FLYNN; SAKAI, 2013). A taxa de mau posicionamento do parafuso com base em tomografias computadorizadas (TC) pós-operatórias foi em média de cerca de 15% (HICKS et al., 2010; SHIN et al., 2012).

De acordo com Carvalho e colaboradores (2013), a técnica tradicional *Free Hands* (tradução literal, mãos livres) é a mais utilizada nas artrodeses, a qual baseia-se em referências anatómicas específicas e estudos pré-operatórios, como radiografia, para a colocação dos parafusos. Para realização desta, uma sonda é introduzida através do pedículo, progredindo pelo corpo vertebral, com um gancho palpador, são tateadas as paredes e assoalho do pedículo, nesse trajeto introduz-se o parafuso, e depois de colocado é feito controle com o intensificador de imagem (incidência anteroposterior e perfil).

Os riscos associados à cirurgia aberta incluem maior risco de infecção, maior perda sanguínea, maior dano à musculatura paraespinhal, tempo intraoperatório e de internações mais prolongadas, maior risco de lesão pelo instrumental utilizado e maior incidência de lesão neurológica associada (FAN et al., 2010; MENEZES et al., 2008). Além disso, cirurgias guiadas pela navegação tridimensional baseada em fluoroscopia intraoperatória, são tidas como

demoradas e propensas a falhas, ademais estão associadas a enormes custos econômicos e biológicos, como requisitos para o espaço da sala de cirurgia e exposição dos indivíduos, principalmente o paciente, à radiação (SHIN et al., 2012; TIAN et al., 2011; RIVKIN; YOCOM, 2014)

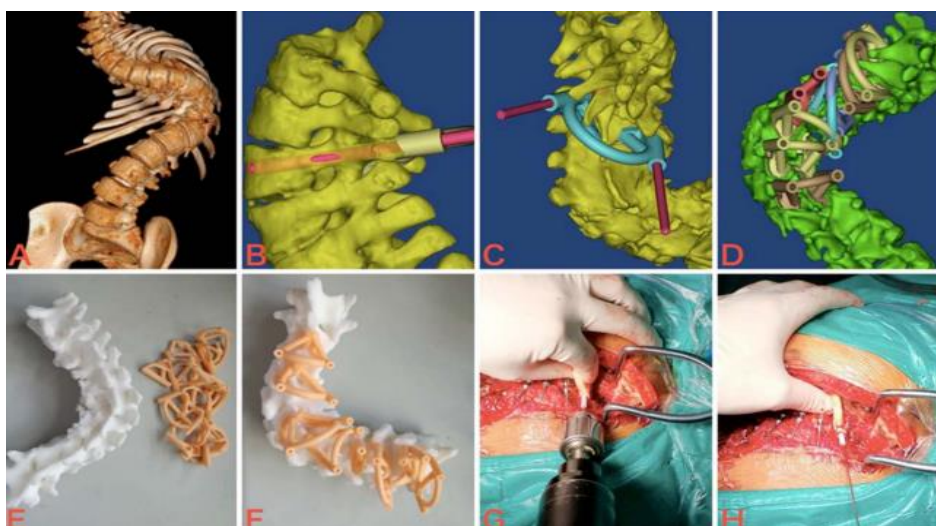
Para tanto, necessita-se grande precisão durante a abordagem pedicular e o posicionamento do parafuso, visto que o pedículo vertebral é circundado por estruturas anatômicas nobres. A falta de acurácia durante o procedimento pode acarretar complicações, tais como fraturas de pedículo, lesão neurológica, vascular ou visceral (GALINDO et al., 2013).

Assim, o uso de fixação com parafuso pedicular percutâneo, tornou-se fundamental para a promoção de fusões rígidas e estáveis em deformidades, doenças degenerativas, traumas e tumores (NOOH et al., 2017). Desta forma, a MA adentrou como forte aliada no processo de inovação e melhorias em cirurgias na coluna vertebral.

### 3.3.1 Utilização da MA para otimização de cirurgias na coluna vertebral

Diante o exposto, a utilização da MA em cirurgias na coluna estimulou o desenvolvimento de uma nova tecnologia, o guia pedicular, também conhecido como gabarito de perfuração (LUO et al., 2019). O estudo de Luo e colaboradores (2019), mostra que a precisão da técnica cirúrgica usando biomodelo da coluna espinhal combinada com a tecnologia de guia de pedículo a partir de MA (figura 8), em pacientes com escoliose congênita grave foi maior do que a precisão da técnica *Free Hands*.

**Figura 8:** Diagrama esquemático da tecnologia de guia de pedículo



Fonte: LUO et al. (2019)

(A) imagem tridimensional da deformidade da coluna vertebral obtidas através das TCs pré-operatórias; (B-C) planejamento cirúrgico digital; (D) Todos os guias pediculares foram desenhados de acordo com os corpos vertebrais aparafusados predeterminados; (E-F) biomodelo da coluna vertebral e guias pediculares antes da cirurgia; (G-H) guia pedicular indicou o ponto e a direção da inserção do parafuso pedicular durante o procedimento cirúrgico.

Os recentes avanços com a MA abriram um novo leque de opções para os cirurgiões, como aborda o estudo de Nanni e colaboradores (2019), ao desenvolver além do biomodelo (figura 9), o guia para fixação pedicular de cervical alta (figura 10) idealizado para adaptar-se de maneira estável sobre as vértebras, com limitação para translação lateral ou súpero-inferior e com vistas a evitar estruturas anatomicamente importantes.

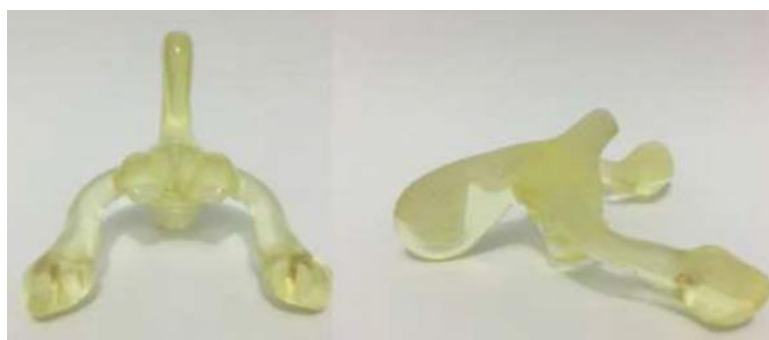
Neste estudo, o biomodelo da coluna cervical alta compreendendo apenas C1, C2 e parcialmente C3, foi impresso, em ABS. Já no guia foi utilizado resina acrílica para impressão. Verificou-se o encaixe perfeito entre biomodelo e o guia, demonstrando estabilidade do guia ao manuseio (NANNI et al., 2019).

Figura 9: Biomodelo de coluna cervical alta.



Fonte: Nanni et al. (2019)

Figura 10: Guia para fixação pedicular de cervical alta



Fonte: Nanni et al. (2019)



Outro estudo de Li e colaboradores (2020) explorou a viabilidade de estabelecer um modelo de guia de broca personalizado para fixação percutânea de parafusos pediculares a partir da MA, como uma alternativa ao método cirúrgico tradicional utilizando a fluoroscopia de raio-X para direcionar a inserção do parafuso no pedículo. Os autores também avaliaram a precisão e segurança do método para auxiliar a inserção de parafusos em espécimes cadavéricos, para isso, adotaram como tecnologia de MA a FDM e o material foi o PLA, mostrados na figura 11.

**Figura 11:** Modelo de gabarito-guia para fixação percutânea de parafusos pediculares



Fonte: LI et al. (2019)

O método de desenho foi simples, a operação foi fácil e a precisão da fixação do parafuso assistida pelo gabarito-guia foi melhorada, no entanto, os parâmetros do guia e a estrutura de acoplamento ainda precisam ser aprimorados para o uso clínico bem-sucedido da técnica (Li et al., 2020).

Diante do exposto, cada vez mais as cirurgias na coluna vertebral são alvo de estudos e investigações em inovações tecnológicas devido aos detalhes minuciosos das estruturas anatômicas, aos riscos associados nos procedimentos cirúrgicos e a busca pela melhoria na qualidade de tratamentos para os pacientes. Corroborando com o objetivo da pesquisa.

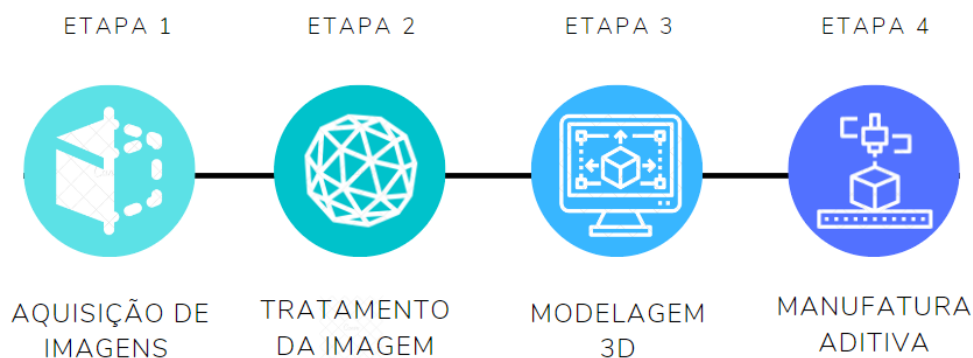
## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

O presente estudo é do tipo pesquisa-ação, de caráter e objetivo exploratório com abordagem qualitativa, desenvolvido no município de Campina Grande – PB, no Núcleo de Tecnologias Estratégicas em Saúde – NUTES, no Laboratório de Tecnologias 3D (LT3D), localizado na Universidade Estadual da Paraíba.

Este projeto foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa (CEP) da Universidade Estadual da Paraíba - UEPB, sob o parecer CAAE 10308819.5.0000.5187, encontrando-se em concordância com a resolução nº 466/2012 que trata de pesquisa e testes em seres humanos, seguindo as diretrizes e normas aprovadas pelo Conselho Nacional de Saúde (CNS).

Para melhor sistematização do processo de desenvolvimento do estudo, a pesquisa seguirá quatro etapas, as quais detalham as etapas que compreendem o desenvolvimento da metodologia para aquisição, tratamento de imagem médica, modelagem 3D e manufatura aditiva para guia cirúrgico (Figura 12).

**Figura 12:** Fluxograma das etapas do desenvolvimento da metodologia para aquisição, tratamento de imagem médica, modelagem 3D e manufatura de guia cirúrgico.



**Fonte:** Elaborado pelo autor, 2022.

### 4.1 ETAPA 1: AQUISIÇÃO DE IMAGENS

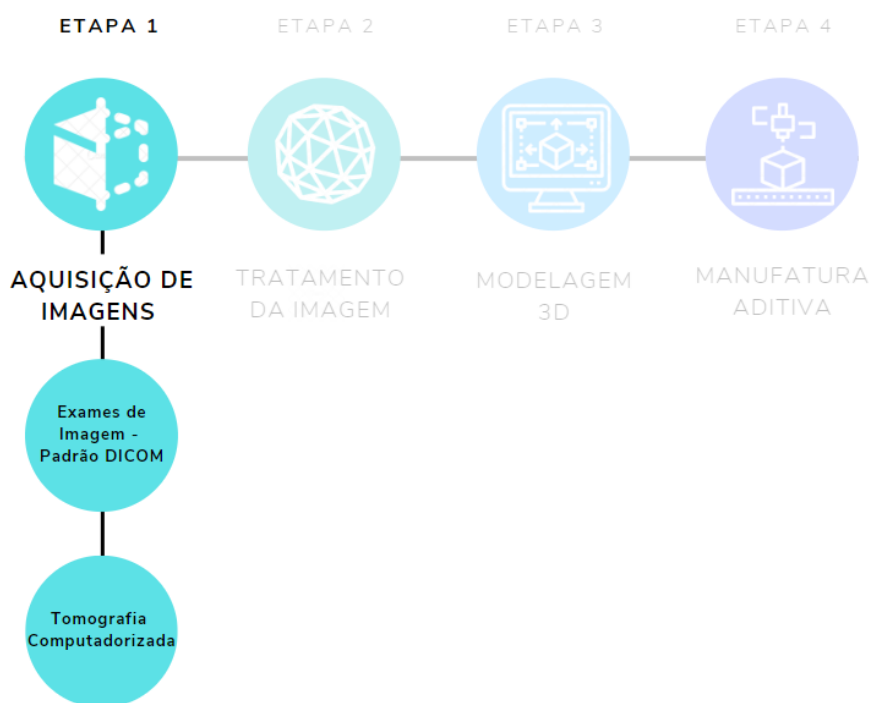
Para a etapa 1, que compreende a aquisição das imagens médicas necessárias, será utilizado o Formulário de Solicitação Online, juntamente com o Termo de Compromisso do LT3D (Apêndice A), no qual o cirurgião convidado compromete-se a repassar, via e-mail aos pesquisadores, a maior quantidade de informações possíveis, juntamente com fotos tanto do

planejamento cirúrgico, quanto da cirurgia utilizando o biomodelo e guia cirúrgico. Vale salientar que todas as informações fornecidas são confidenciais e restritas aos pesquisadores envolvidos no estudo.

Além disto, o cirurgião compromete-se também, a citar os autores desta pesquisa sempre que os resultados dos procedimentos efetuados com uso do biomodelo e guia cirúrgico forem utilizados para quaisquer fins (congressos, aulas, conferências, etc.). Assim como autoriza os autores para o mesmo, sempre mantendo o sigilo do paciente.

Neste termo são preenchidos dados como: nome completo; número do registro do conselho; sua especialidade; a qual hospital faz parte; tipo de planejamento (biomodelo e/ou guia); data prevista para cirurgia; dados do paciente (nome, idade e diagnóstico), e região anatômica de interesse. Após isso, é necessário realizar o upload das imagens do exame de TC, anexado em formato DICOM ou DCM, em pasta zipada com o nome do cirurgião (figura 13). Também serão preenchidas informações quanto à entrega do biomodelo e/ou guia cirúrgico.

**Figura 13:** Fluxograma da Etapa 1 referente à Aquisição de Imagem



**Fonte:** Elaborado pelo autor, 2022.

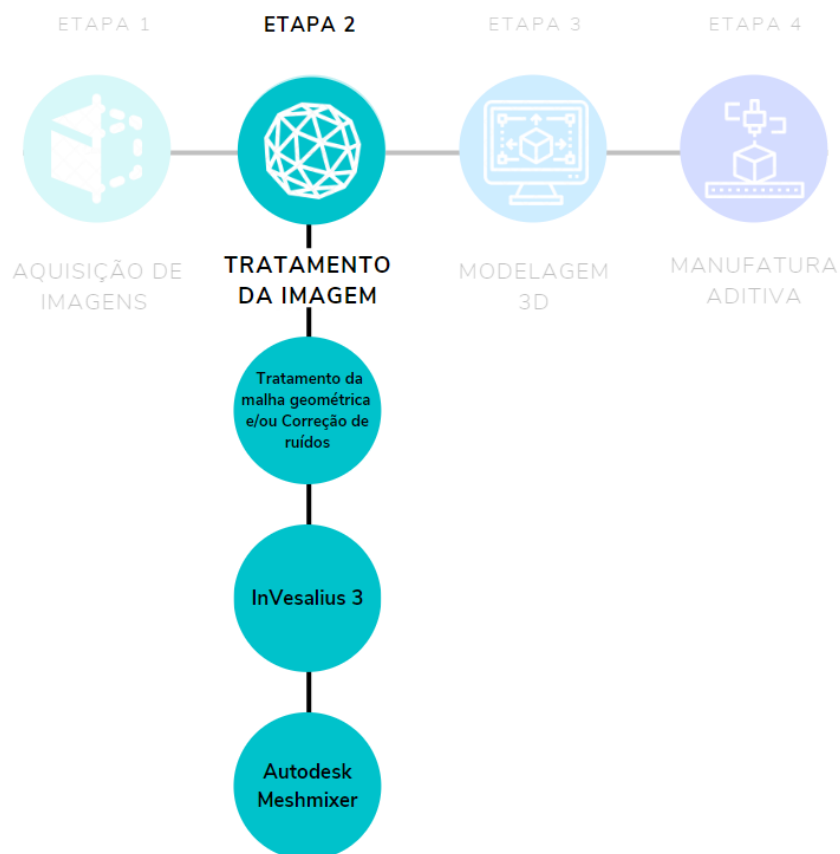
## 4.2 ETAPA 2: TRATAMENTO DA IMAGEM

Dando início a etapa 2, após a aquisição das imagens médicas, será iniciada a etapa que compreende o tratamento destas imagens. O arquivo DICOM de extensão DCM é trabalhado

no software Invesalius, cuja a função é eliminar ruídos e segmentação da superfície de estudo, também será criada a geometria 3D do modelo médico da região óssea, após a determinação da anatomia estudada, será exportado em arquivo .STL de malha triangular.

Após determinada a geometria de malha, o arquivo será importado no software Autodesk Meshmixer, com a função de correção e tratamento da malha geométrica, suavizando a geometria e segmentando as superfícies de regiões anatômicas de interesse, dividindo em subgrupos ósseo da coluna vertebral (corpo; pedículo; lâmina; processo espinhoso, processo articular inferior e superior, processo transversos; fôvea costal transversa, inferior e superior; incisura vertebral inferior e forame vertebral). Após a caracterização das regiões ósseas, será feito o alinhamento do conjunto ósseo com a rotação e alinhamento do quadrante que é a visão frontal da vista de topo da coluna vertebral, por fim, será exportado o arquivo em uma nova extensão .STL (Figura 14).

**Figura 14:** Fluxograma da Etapa 2, referente ao Tratamento da Imagem



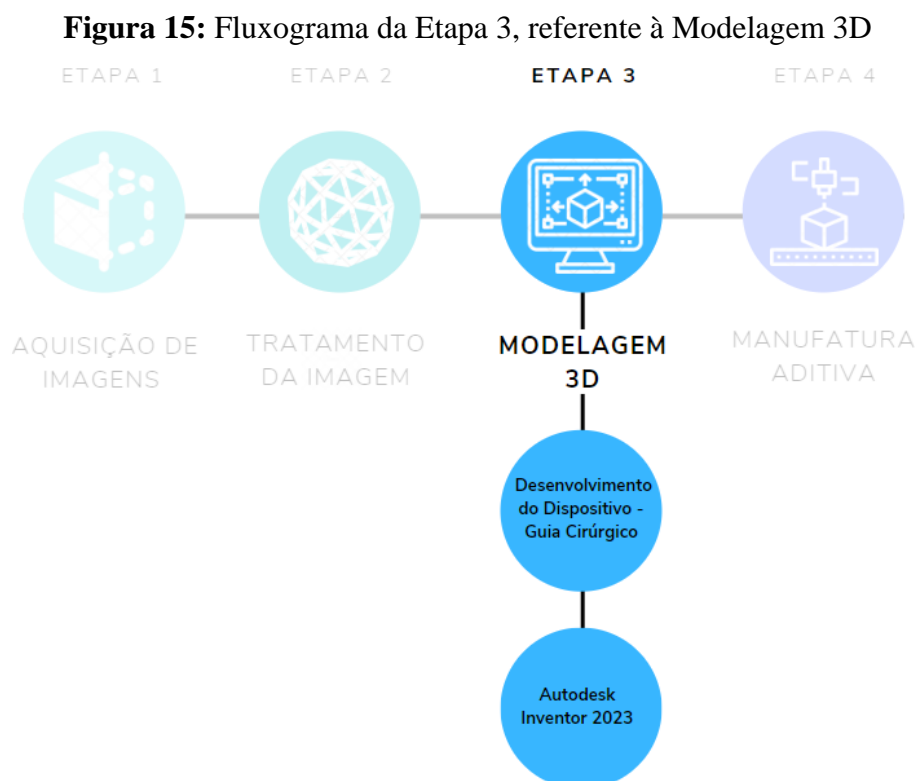
**Fonte:** Elaborado pelo autor, 2022.

#### 4.3 ETAPA 3: MODELAGEM 3D

A etapa 3 é compreendida pelo desenvolvimento e elaboração do guia cirúrgico juntamente com o cirurgião a partir do planejamento cirúrgico digital, utilizando o software Autodesk Inventor 2023, o qual é utilizado para projetos na modelagem CAD do guia cirúrgico, definindo o dimensionamento, design, angulações e a sincronização do novo guia com o biomodelo da região de interesse.

O arquivo de malha .STL é importado para o Autodesk Inventor, então serão convertido a malha geométrica .STL em arquivo sólido, com isso, inicia-se o desenvolvimento da guia com tubos e angulações corretas, que servirão para orientação da broca durante a cirurgia. Toda a estrutura tem que ter o design de reforços estruturais para não ocorrer a quebra/falha do material, como também um limitador de broca com altura correta da guia, além disso a característica do encaixe da guia deverá seguir o formato da região óssea, em forma de espelhar a zona de contato.

Após a finalização do desenvolvimento da guia, serão exportados os arquivos (guia cirúrgico e biomodelo) em malha .STL, que seguirão para etapa final de fabricação (Figura 15).



**Fonte:** Elaborado pelo autor, 2022.

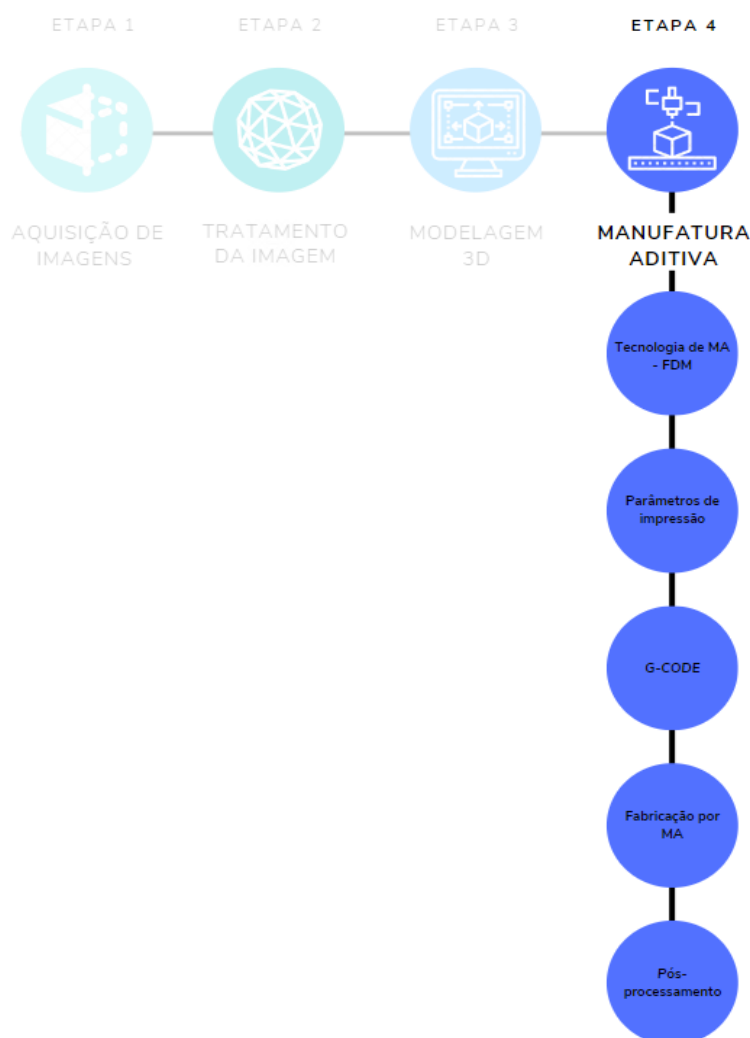
#### 4.4 ETAPA 4: MANUFATURA ADITIVA

A quarta e última etapa é caracterizada pelo processo de fabricação do biomodelo e o guia cirúrgico a partir da MA. Será utilizada a tecnologia de extrusão de material - FDM.

Serão importados os arquivos da guia e biomodelo em malha .STL para o software CAM ideaMaker, a partir da importação inicia-se os parâmetros de impressão, destacando a taxa de preenchimento interno do material, a velocidade de impressão, a espessura da camada de impressão, a definição do material, o posicionamento na bandeja de impressão, a adesão do material na bandeja de impressão e a temperatura de extrusão. Após a definição dos parâmetros serão gerados os arquivos G-code (*Geometric Code*), o qual armazena todos os parâmetros associados, para seguir com a manufatura dos dispositivos (Figura 16).

Após a finalização da impressão, será realizado o ciclo do pós processamento, com a remoção do material suporte associado a guia impressa e biomodelo, utilizando ferramentas apropriadas para a instrumentação.

**Figura 16:** Fluxograma da Etapa 4, referente à Manufatura Aditiva



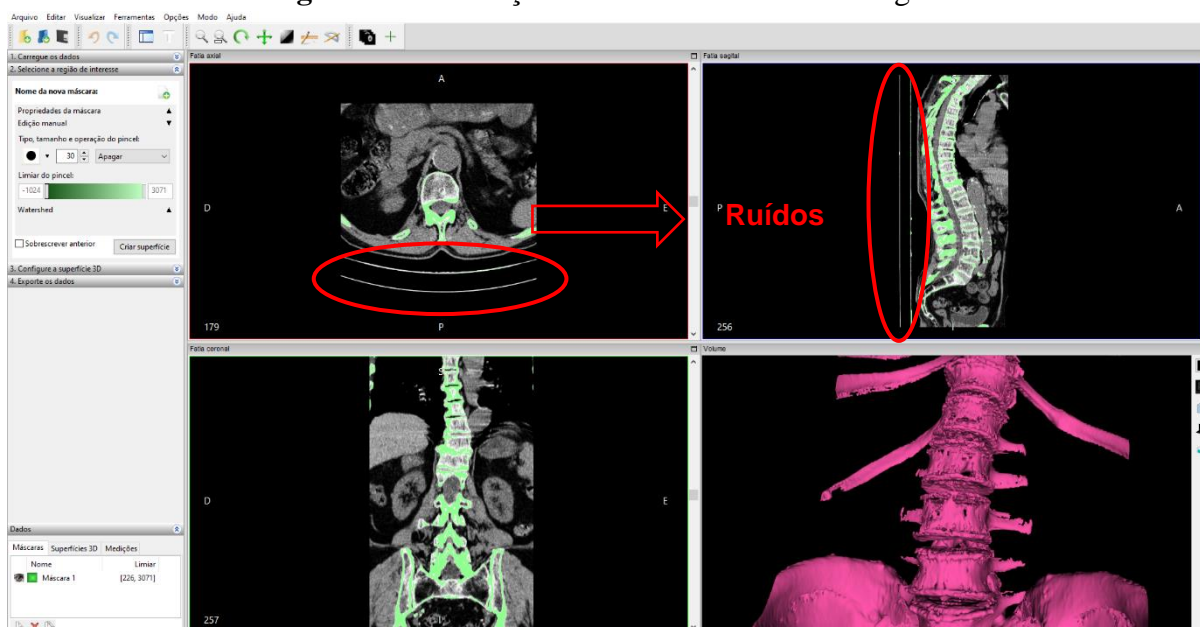
**Fonte:** Elaborado pelo autor, 2022.

## 5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

As imagens adquiridas através da etapa 1 foram selecionadas a partir do banco de dados do LT3D, conferindo para esta pesquisa, o exame de TC da coluna vertebral lombar de adulto do sexo masculino, portador de artrose lombar com indicação de cirurgia de artrodese.

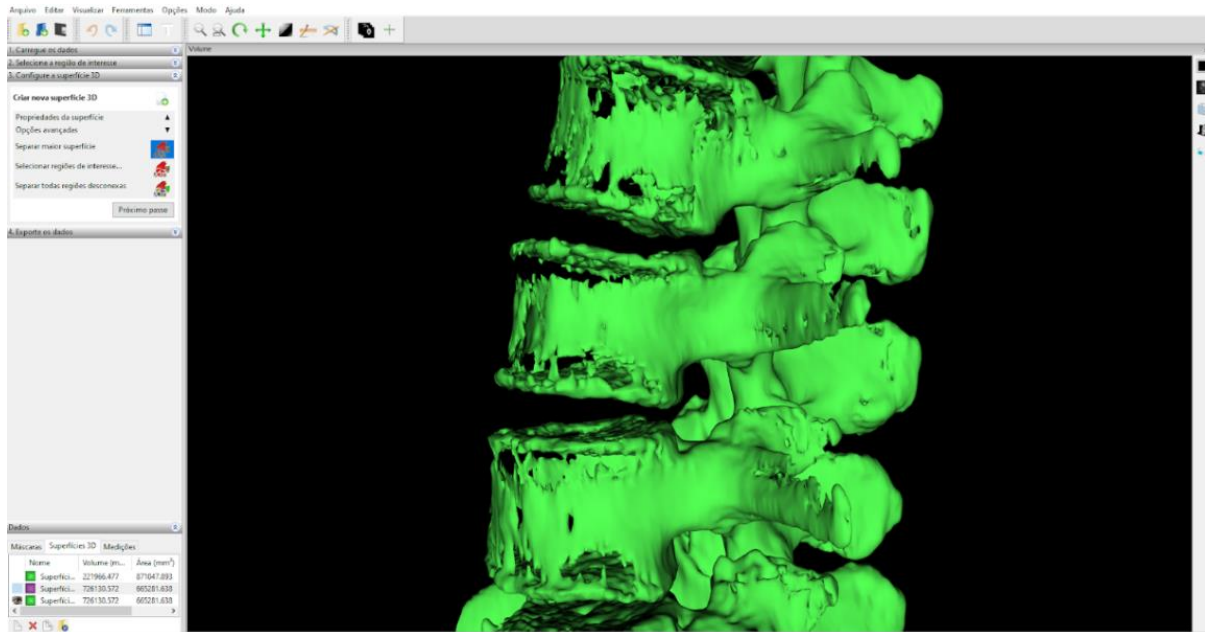
Logo após a aquisição das imagens através da etapa 1, iniciou-se a etapa 2, com a importação das imagens em formato DICOM para o software médico InVesalius, optando por não ter intervalos entre as slices para garantir maior precisão das estruturas. Os ruídos e falhas da imagem foram removidos (figura 17) com a ferramenta do software 'apagar' de edição manual na fatia axial e revisado nas demais fatias para certificar a remoção completa de tais ruídos. Também neste software foi realizada uma segmentação anatômica da região de interesse (figura 18), através do comando 'separar maiores regiões'. Em seguida, gerou-se uma superfície, exportando o arquivo .STL, como mostra a figura 19.

**Figura 17 – Remoção dos ruídos e falhas da imagem**



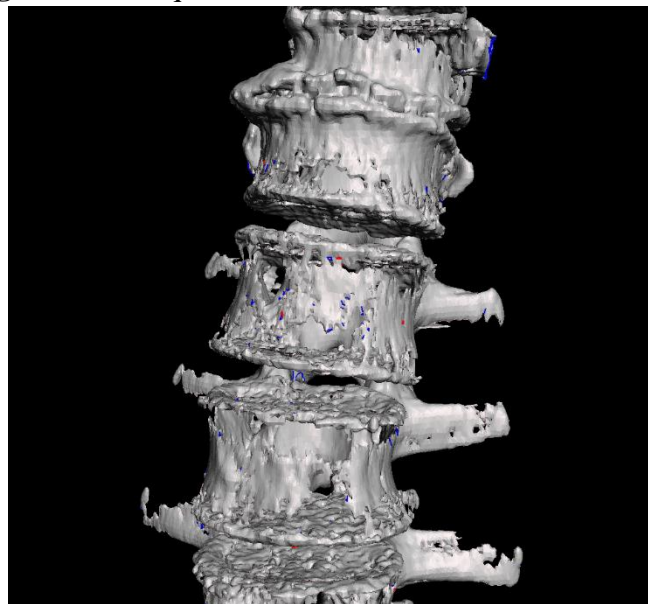
Fonte: Dados da pesquisa (2022).

**Figura 18** – Segmentação anatômica da região de interesse



Fonte: Dados da pesquisa (2022)

**Figura 19** – Arquivo final obtido no software InVesalius

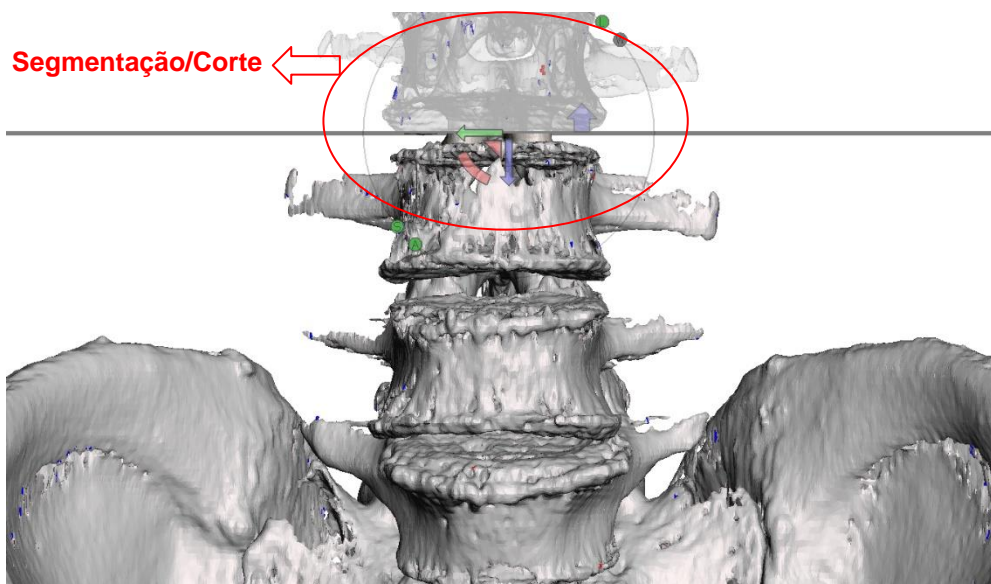


Fonte: Dados da pesquisa (2022)

Importou-se o arquivo .STL obtido através do software InVesalius, para o software Meshmixer, o qual foi responsável por uma nova segmentação, desta vez, da estrutura da malha geométrica, sendo esta compreendida entre a terceira e parte da quinta vértebras lombares (L3-L5), exposta na figura 20. Além disso, realizou-se a orientação de eixo da região vertebral, determinando o ponto de referência zero, utilizando a ferramenta de rotação e translação para orientação no plano XY frontal e lateral direito, demonstrado na figura 21. Ao final, é gerado novamente um arquivo .STL, concluindo a etapa 2 de tratamento da imagem.

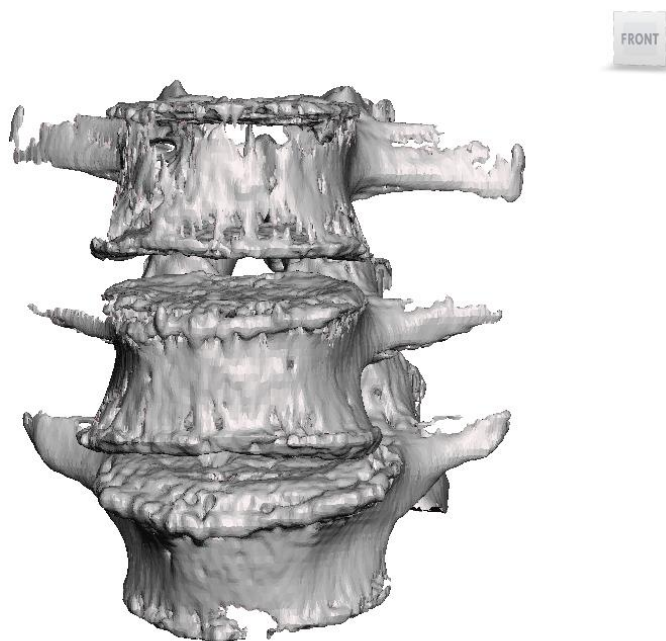


**Figura 20** – Segmentação da malha geométrica



Fonte: Dados da Pesquisa (2022)

**Figura 21** – Orientação do eixo para o ponto de referência zero



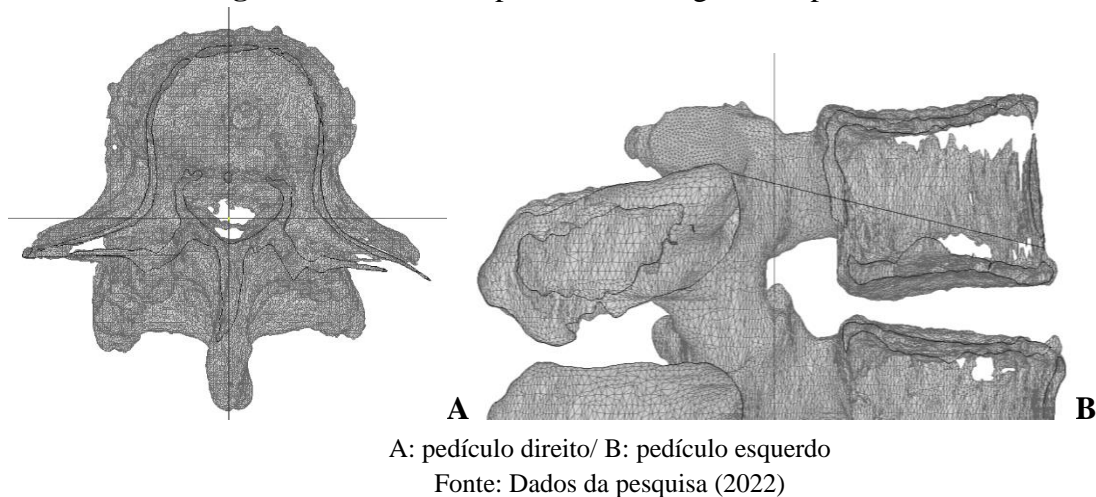
Fonte: Dados da Pesquisa (2022)

O planejamento cirúrgico virtual, ombro a ombro com o cirurgião, dá início à etapa 3, com a importação do arquivo .STL resultado final da etapa 2 no software Inventor. Nesta etapa, realizou-se a orientação da imagem através do ‘cube view’ na vista ‘back’. Em ângulo pósteroinferior, realizou-se um corte no plano axial, aproximadamente no meio da vértebra L3 para visualização interna do pedículo vertebral. Outro corte é realizado, desta vez em plano sagital,

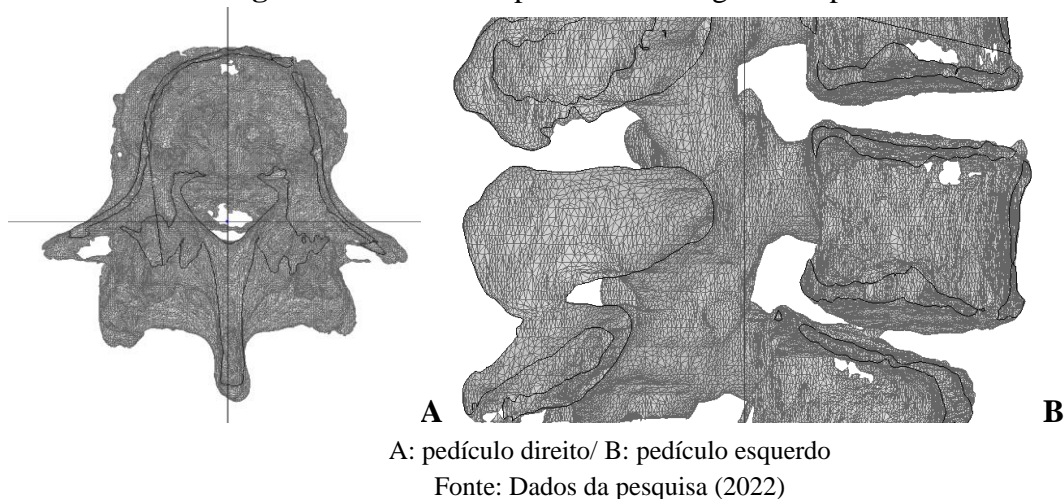
para vista separada do pedículo direito do esquerdo. Tal processo foi repetido para ambos os pedículos tanto em L3 quanto L4, como mostram as figuras 22 e 23.

Tanto no software Meshmixer quanto no Inventor é necessário seguir uma relação entre os planos cartesianos, usados na engenharia com os planos anatômicos usados na área da saúde, para assim manter uma orientação correta e adequada no ambiente virtual.

**Figura 22** - Cortes no plano axial e sagital dos pedículos de L3

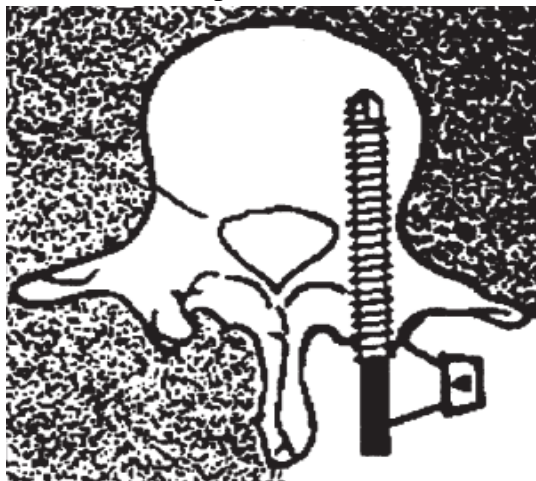


**Figura 23** - Cortes no plano axial e sagital dos pedículos L4



Neste processo, o método cirúrgico tradicional, enfatiza a necessidade de analisar individualmente a área interna do pedículo, observando a espessura da parte composta por osso cortical de cada pedículo para só então, determinar o ângulo para inserção dos parafusos pelo canal do pedículo composto por osso esponjoso, abrangendo a maior área possível de osso esponjoso do corpo vertebral, como ilustra a figura 24.

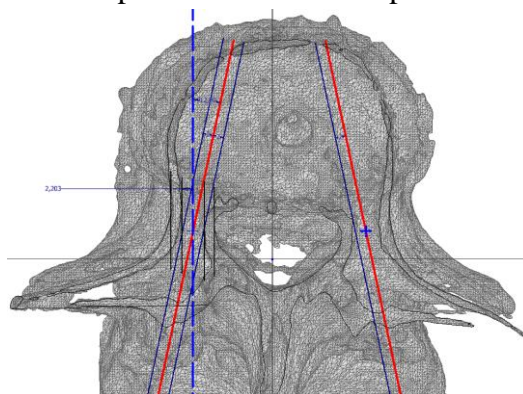
**Figura 24** - Posicionamento do parafuso inserido no interior do pedículo.



Fonte: Delfino et al. (1997)

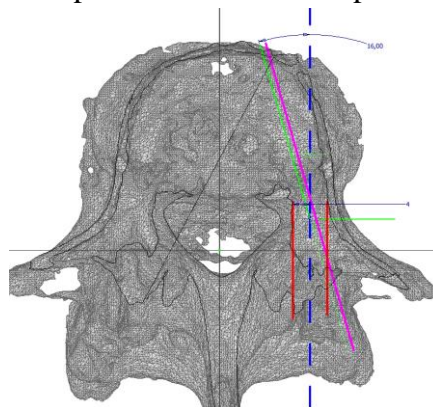
Desta forma, as figuras 25 e 26 abaixo, mostram essas medidas de 2.203 mm e 4,00 mm respectivamente.

**Figura 25** - Espessura do canal dos pedículos em L3



Fonte: Dados da pesquisa, 2022

**Figura 26** - Espessura do canal dos pedículos em L4



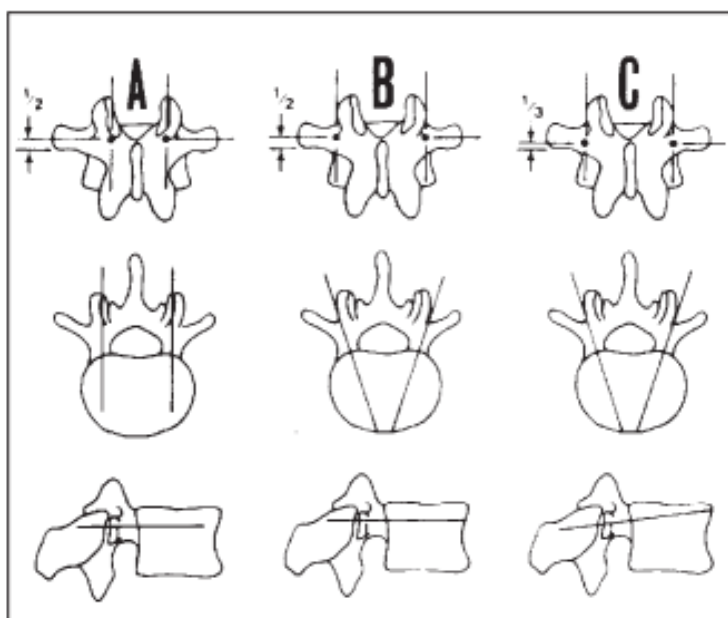
A: pedículo direito/ B: pedículo esquerdo

Fonte: Dados da pesquisa, 2022

Para a inserção dos parafusos no interior do pedículo vertebral, faz-se necessária a identificação precisa de seu ponto de introdução, bem como a determinação da angulação do pedículo no plano axial e sagital, além da determinação do comprimento apropriado do parafuso, como enfatizam os estudos de Berry et al (1987) e Magerl (1984).

Na literatura há uma certa divergência quanto à questão da angulação. O estudo de Roy-Camille et al. (1963) preconiza a realização de perfuração em linha reta, tendo como ponto de iniciação do orifício a intersecção de uma linha imaginária que passa pela metade do processo transverso e outra, pela metade da superfície articular (fig. 27-A). Enquanto outros autores (MARGERL, 1984; MATUZAKI et al., 1990), recomendam a realização da perfuração com angulação interna, tendo como ponto de iniciação a intersecção da linha que passa pela metade do processo transverso e outra que tangencia a borda lateral do processo articular (fig. 27-B). Já Weinstein et al. (1992), preconiza ainda a realização da perfuração com angulação interna e cranial, utilizando a intersecção da linha que passa pelo terço inferior do processo transverso e outra que tangencia a borda lateral do processo articular como ponto de introdução (fig. 27-C).

**Figura 27** - Desenho ilustrando os diferentes pontos de introdução para colocação de implantes nos pedículos vertebrais



Fonte: Delfino et al. (1997)

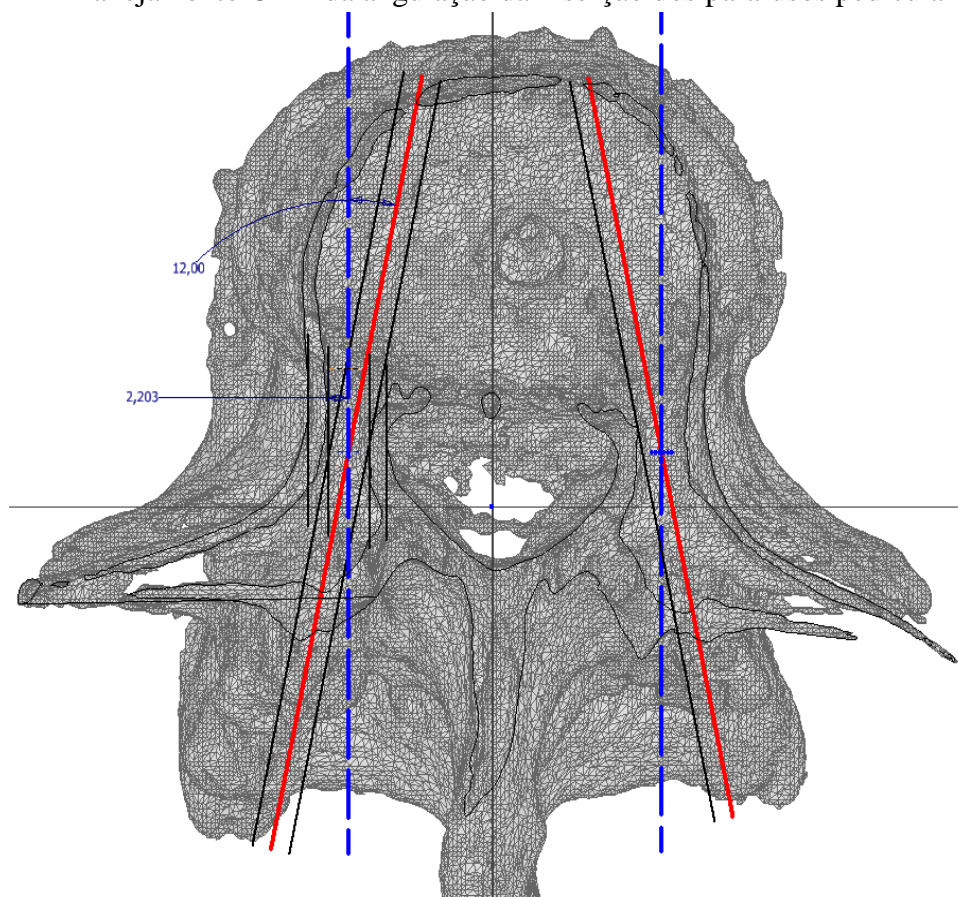
Ao contrário destes autores que se basearam puramente em exames radiológicos, não levando em consideração possíveis consequências biomecânicas ou clínicas de parafusos mal posicionados (FARSHAD et al., 2017), durante esta pesquisa buscou-se analisar individualmente a anatomia do paciente através das tecnologias 3D para obter uma melhor

precisão, uma vez que, tradicionalmente, a precisão da colocação do parafuso é baseada na definição e avaliação sem método padronizado ou consenso.

Deste modo, a presente pesquisa, após análise individual das áreas pediculares e suas medidas, foram adicionadas uma linha de cor azul, situada no meio do canal pedicular, perfeitamente perpendicular para servir de base para a linha vermelha, posicionada em ângulo convergente de forma a buscar o máximo possível de estoque ósseo no corpo vertebral, a fim de proporcionar uma melhor fixação dos parafusos.

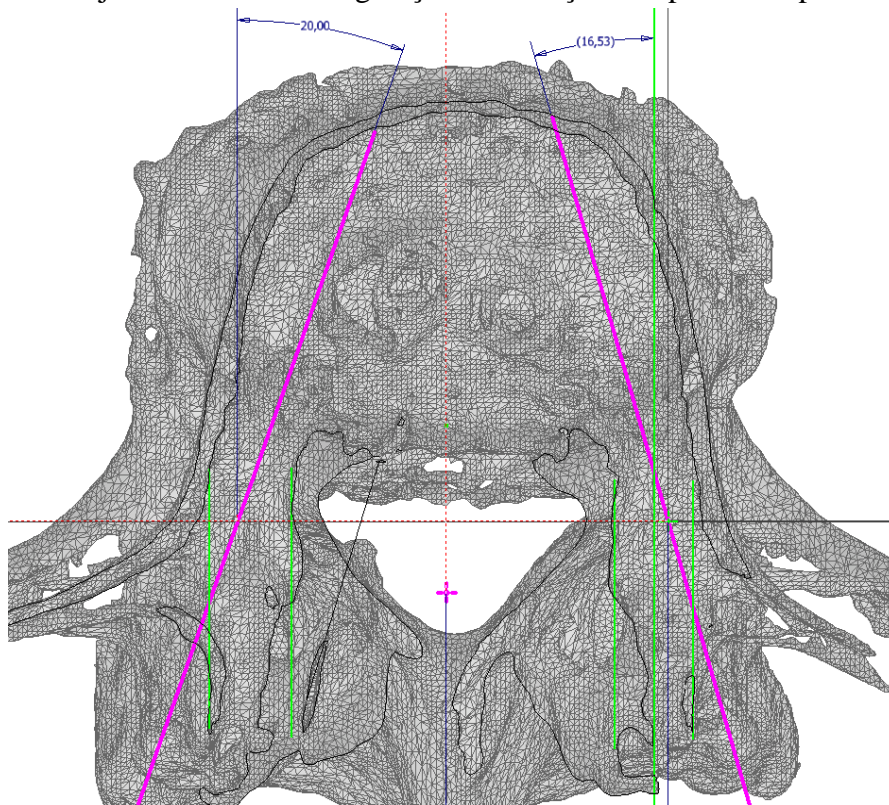
Em L3, o ângulo convergente adotado, em ambos os pedículos, foi de  $12^\circ$  medialmente. Já em L4, devido ao platô vertebral posicionado anteriormente, condição da própria anatomia do paciente, a angulação convergente adotada foi de  $16,53^\circ$  para medial e  $15^\circ$  para caudal no pedículo direito, já no esquerdo, realizando o espelhamento, foi ajustada a angulação médio-caudal de  $20^\circ$ , como mostram as figuras abaixo.

**Figura 27** - Planejamento CAD da angulação da inserção dos parafusos pediculares em L3



Fonte: Dados da pesquisa, 2022.

**Figura 28** - Planejamento CAD da angulação da inserção dos parafusos pediculares em L4

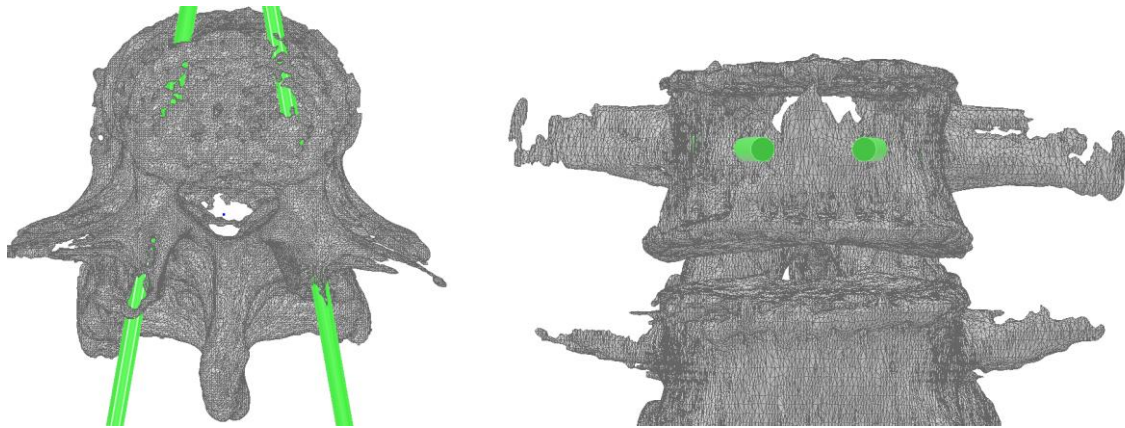


Fonte: Dados da pesquisa, 2022.

Vale ressaltar que, a adoção destes ângulos finais, foram obtidos após análise da estrutura anatômicas em todos os planos e em diferentes vistas, e observando o ângulo de forma gradativa até encontrar àquele que proporcionasse a melhor fixação conforme o estoque ósseo do corpo vertebral. Todo esse processo, é de extrema importância para garantir o máximo de precisão para inserção dos parafusos, evitando qualquer tipo de complicações decorrentes da cirurgia.

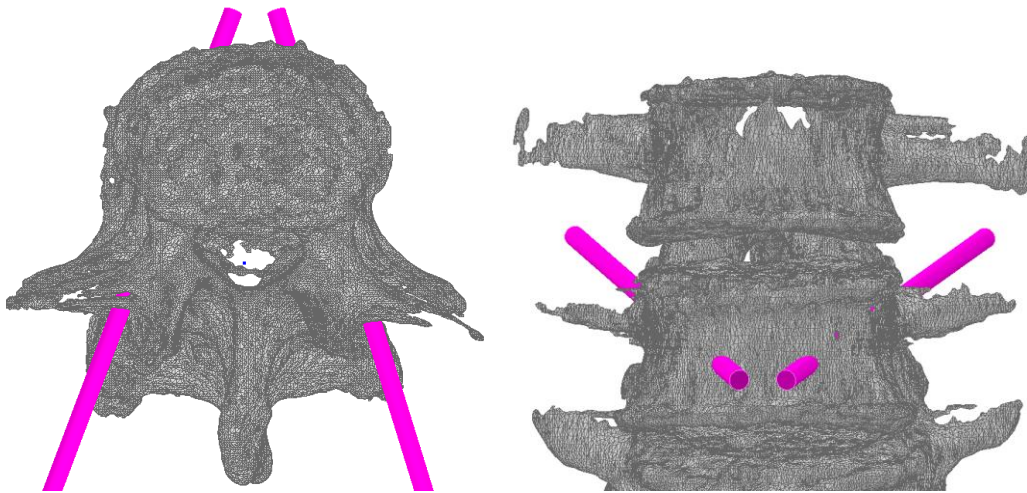
Ainda na etapa 3, após determinação dos ângulos de inserção, é iniciada a modelagem CAD do guia cirúrgico. A partir da linha verde, é determinado um tubo de 4mm de diâmetro interno, compreendendo a guia da broca, uma vez que o parafuso tem um diâmetro maior o que proporciona uma inserção mais firme do parafuso. Para esse tudo, foi adotada a cor rosa, conforme as figuras 29 e 30.

**Figura 29** - Tubo guia para broca em L3



Fonte: Dados da pesquisa (2022)

**Figura 30** - Tubo guia para broca em L4

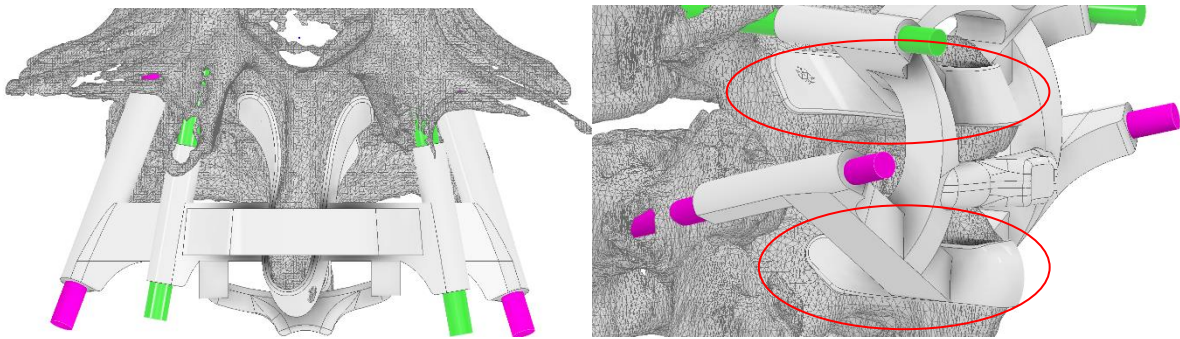


Fonte: Dados da pesquisa (2022)

Após a definição dos tubos guias, foi desenvolvido o desenho exato seguindo os contornos da cavidade anatômica do processo espinhoso e da lâmina do arco vertebral, esta por sua vez tem a função de fixar a guia na posição exata, guiados pelos tubos guias, e também de encaixe perfeito da guia na posição da vértebra. A partir dos contornos da cavidade iniciou-se a parte estrutural do suporte da guia, ainda seguindo os tubos definidos (verde e rosa), com a fixação de barras na perpendicular e transversal, e finalizando com o fixador e apoiador da guia

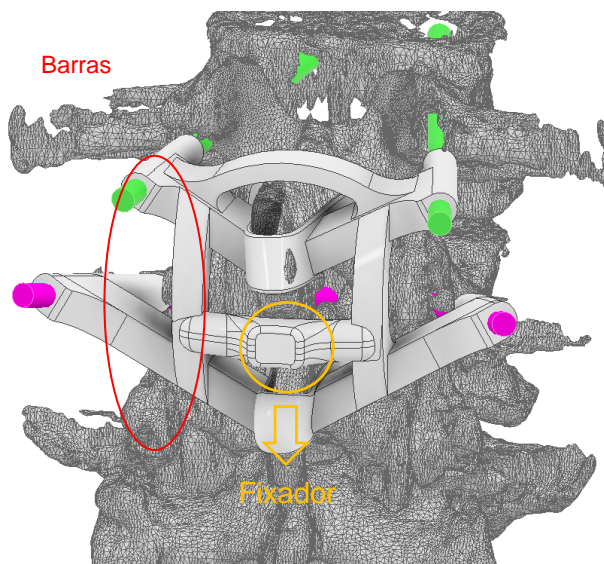
central, com a função de garantir ao cirurgião um apoio no momento do furo utilizando a broca (figuras 31 e 32). O arquivo final da modelagem CAD, referente à etapa 3 é demonstrado em diferentes vistas na figura 33.

**Figura 31 - Fixador guia na lâmina do arco vertebral e processo espinhoso**



Fonte: Dados da pesquisa (2022)

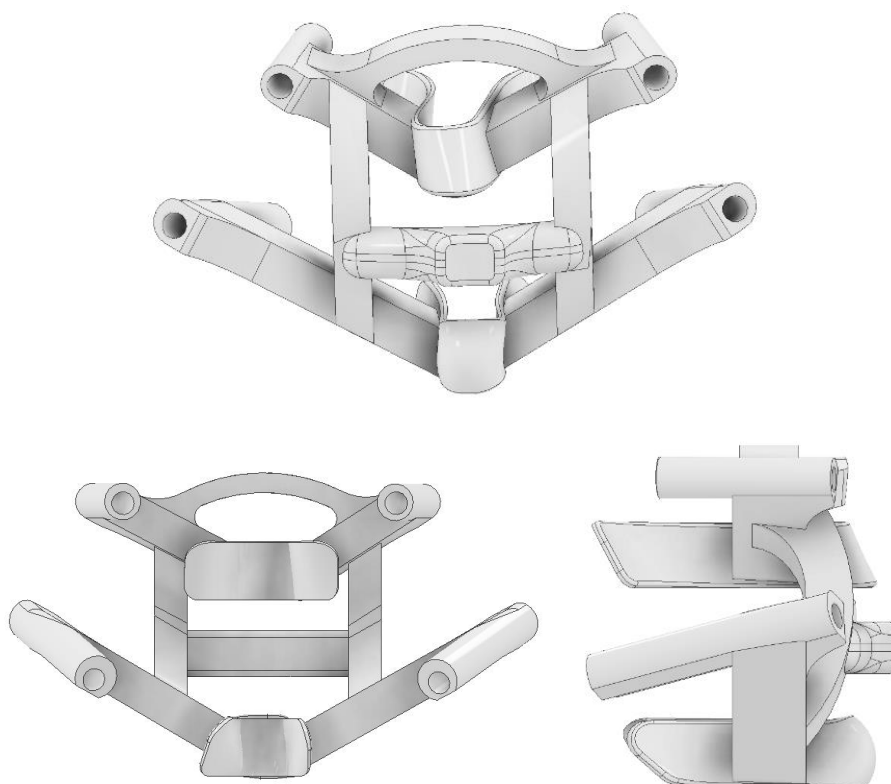
**Figura 32 - Barras estruturais (perpendicular e transversal) da guia cirúrgica e fixador central**



Fonte: Dados da pesquisa (2022)



**Figura 33 - Finalização da Guia Digital CAD**



Fonte: Dados da pesquisa (2022)

Após finalizado a modelagem do guia cirúrgico no software CAD Inventor, iniciou-se a 4ª etapa, compreendida pela manufatura do dispositivo. O arquivo .STL gerado na etapa anterior é importado para o software CAM IdeaMaker®, onde serão adicionados os parâmetros de impressão, como posicionamento na bandeja de impressão, altura de camadas, velocidade de impressão, espessura de camada, taxa de preenchimento interno, temperatura de extrusão e tipo de material (quadro 2), gerando arquivo g-code, que por sua vez, será importado na impressora 3D Raiser Pro3 Plus utilizando o material ABS PolyLite™

**Quadro 2 - Parâmetros de impressão**

PARÂMETROS	DESCRIÇÃO
Velocidade de impressão	60 mm/s
Preenchimento	25%
Padrão de preenchimento	retangular
Número de camadas inferiores	4
Número de camadas superiores	4
Número de paredes	4
Altura de camadas	0,2 mm
Largura de extrusão	0,4 mm
Temperatura do extrusor	255°C
Tipo de adesão à mesa	raft

Fonte: Dados da pesquisa (2022)

Como mostra o quadro 3, as impressões do biomodelo e guia cirúrgico foram realizadas em momentos diferentes, devido às dimensões de cada dispositivo, possuindo tempo de fabricação e quantidade de material consumido próprios.

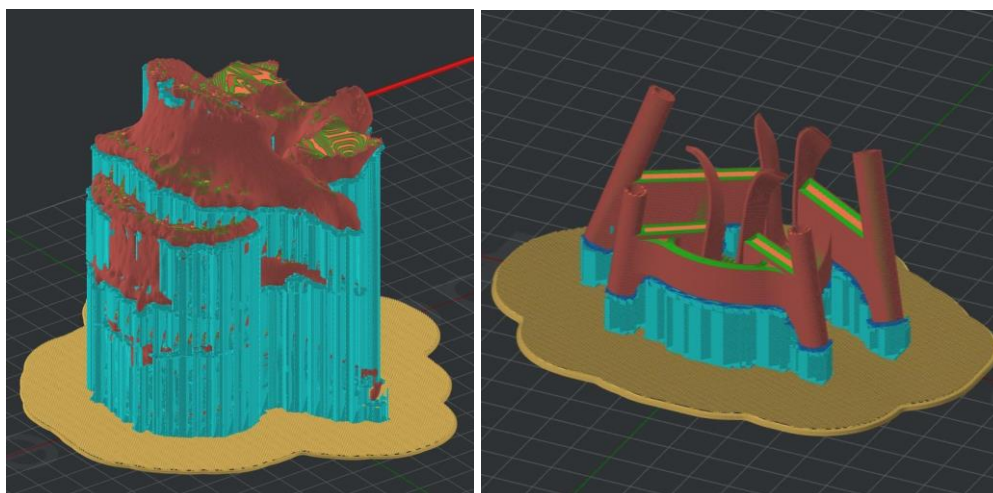
**Quadro 3 - Tempo de fabricação e consumo de material**

DISPOSITIVO	TEMPO DE FABRICAÇÃO	MATERIAL	CONSUMO TOTAL DE MATERIAL
Biomodelo	42h 30min 45s	ABS	152,7 g
Guia Cirúrgico	4h 00min 13s	ABS	23,4 g

Fonte: Dados da pesquisa (2022)

De acordo com os dados das simulações de manufatura no software CAM (figura 34), no total foram utilizados 176,1 gramas de material e uma média de 47 horas para fabricação do biomodelo e guia cirúrgico.

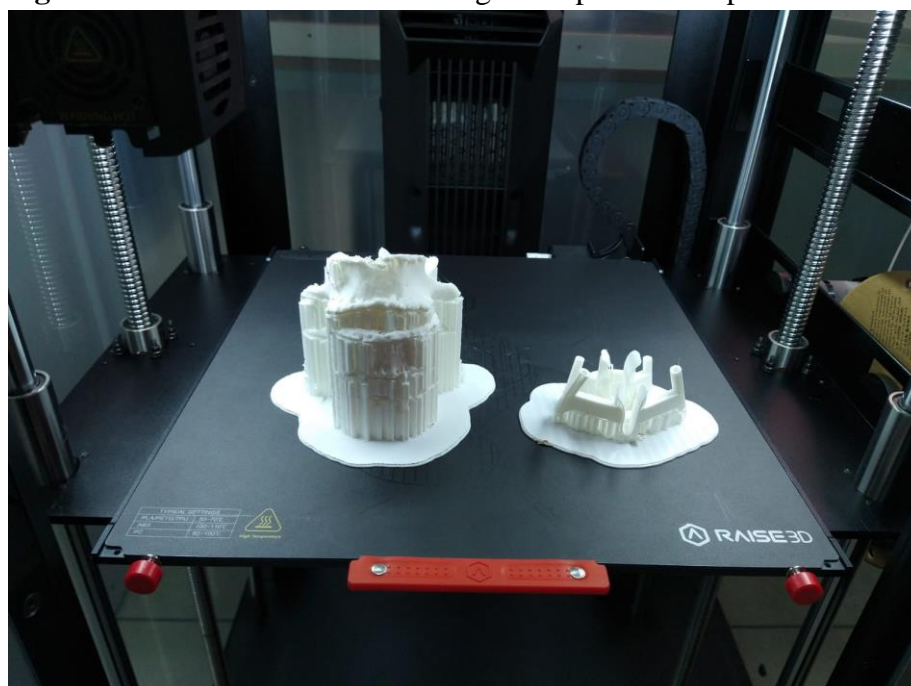
**Figura 34 - Simulação CAM da fabricação do biomodelo e Guia Cirúrgico**



Fonte: Dados da pesquisa (2022)

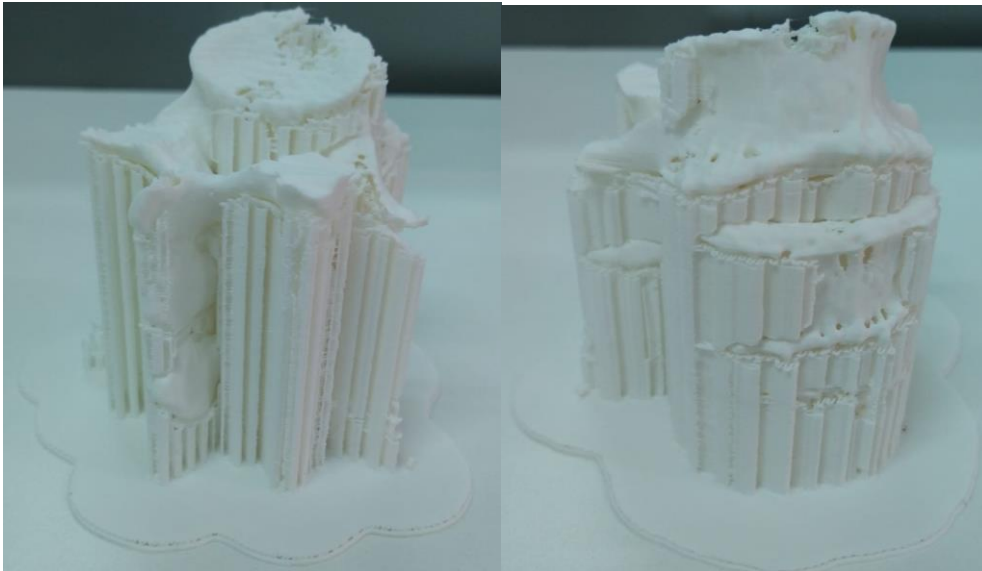
O pós-processamento compreendeu a retirada do material de suporte e o raft, estrutura que serve de adesão entre a mesa de fabricação e a peça (figura 35). Ao final da impressão, cada dispositivo é separado e preparado para serem submetidos ao pós-processamento (figura 36 e 37). Em seguida, o biomodelo e guia cirúrgico finalizados, estarão prontos para esterilização (figura 38, 39 e 40).

**Figura 35** - Biomodelo e Guia Cirúrgico disposto na Impressora Raiser



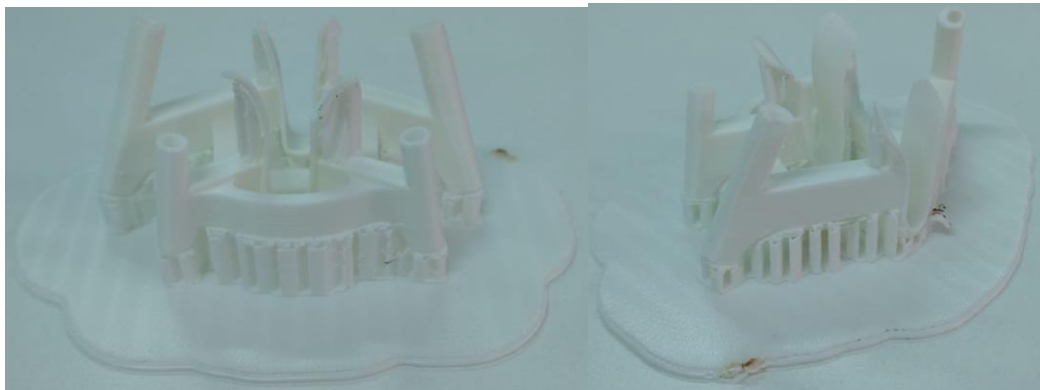
Fonte: Dados da pesquisa (2022)

**Figura 36** - Biomodelo com estrutura de suporte e raft



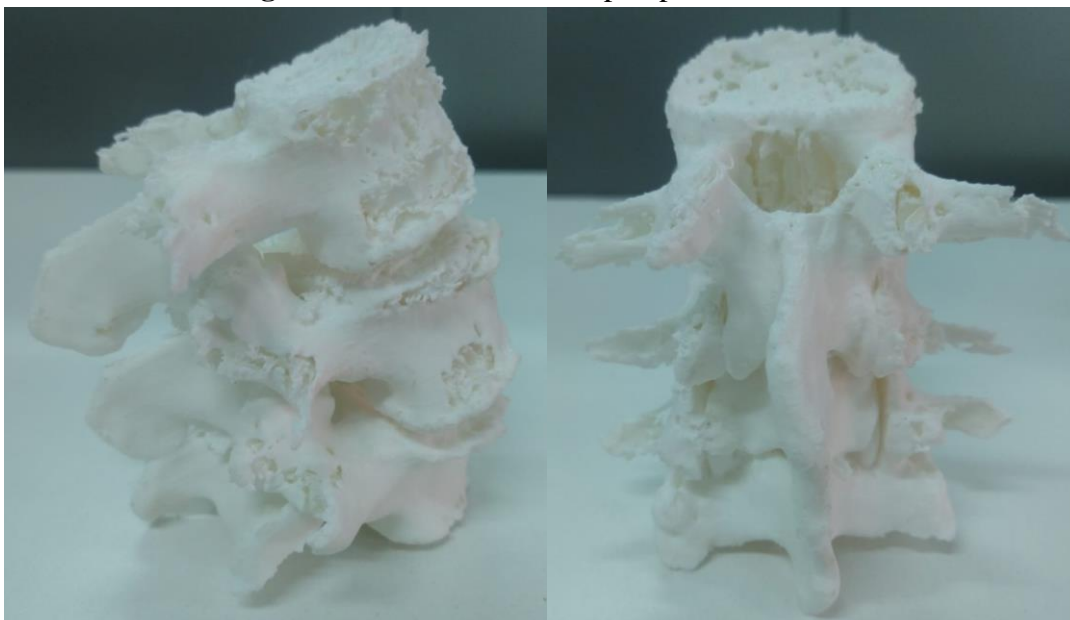
Fonte: Dados da pesquisa (2022)

**Figura 37** - Guia cirúrgico com estrutura de suporte e raft



Fonte: Dados da Pesquisa (2022)

**Figura 38** - Biomodelo com pós-processamento



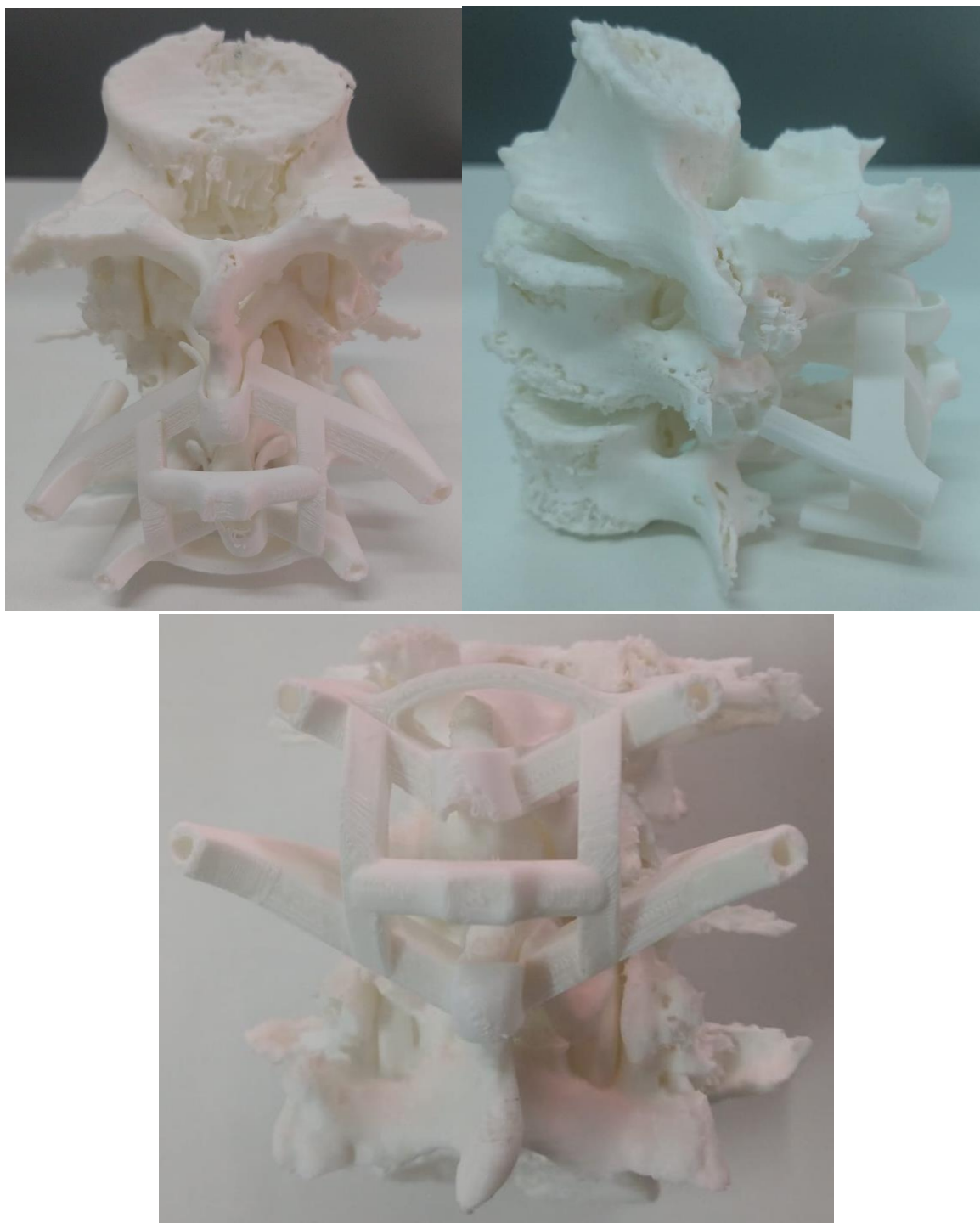
Fonte: Dados da pesquisa (2022)

**Figura 39** - Guia Cirúrgico com pós processamento



Fonte: Dados da pesquisa (2022)

**Figura 40** - Biomodelo e Guia cirúrgico acoplados



Fonte: Dados da pesquisa (2022)

## 6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O método cirúrgico através das tecnologias 3D permite uma maior interação com o cirurgião, o que garante um planejamento cirúrgico mais eficaz por não se basear apenas em exames de imagem 2D.

Durante o desenvolvimento da pesquisa, evidenciou-se a importância de uma boa qualidade de imagem 3D advinda do exame de TC, para que a modelagem do guia seja mais assertiva e precisa, e para que a fabricação do biomodelo represente de forma fidedigna a anatomia do paciente.

Todo o processo, desde o ambiente virtual à peça física, tem um tempo médio de 4 dias, o que garante um tempo hábil para o tratamento cirúrgico do paciente minimizando riscos decorrentes da espera para o planejamento e preparação da equipe.

Através da nova metodologia utilizando as tecnologias 3D, é possível garantir uma melhora na precisão da inserção dos parafusos pediculares, por possibilitar uma visualização detalhada do canal pedicular e do estoque ósseo no corpo vertebral, permitindo ao cirurgião adotar a angulação mais adequada sem a necessidade de expor o paciente à radiação intraoperatória, evitando portanto, riscos desnecessários e possíveis consequências decorrentes de um mal posicionamento, tempo de anestesia e consequentemente, uma recuperação acelerada.

Apesar dos evidentes benefícios da utilização das tecnologias 3D nos procedimentos cirúrgicos, faz-se necessário ensaios clínicos para atestar e comprovar a sua precisão, incluindo estudos realizados na coluna cervical, que confere ainda mais cautela quanto à inserção de parafusos pediculares devido a área do canal mais estreita e anatomia diferenciada no que tange às duas primeiras vértebras cervicais.

## REFERÊNCIAS

AHRENS, C. H. Processos de AM por fotopolimerização em cuba. In: Volpato, **Manufatura aditiva: tecnologias e aplicações da impressão 3D**. Edgard Blücher, São Paulo, 1ª edição, 2017.

ALAFAGHANIA, Ala'aldin; QATTAWIA, Ala; ALRAWIA, Buraaq; GUZMANA, Arturo. **Experimental Optimization of Fused Deposition Modelling Processing Parameters: a Design-for-Manufacturing Approach**. Editora Elsevier, 2017

ALGHAZZAWI, T. F. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. **J Prosthodont Res**, v. 60, n. 2, p. 72-84, 2016 doi: 10.1016/j.jpor.2016.01.003.Epub

ARAÚJO, Vinicius Cavalcante. **Manufatura aditiva e suas aplicações na indústria: uma revisão de literatura** / Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) – Universidade Federal do Ceará, Campus de Russas, Curso de Engenharia Mecânica, Russas, 2021.

BANGEAS, Petros et al. Three-dimensional printing as an educational tool in colorectal surgery. **Frontiers In Bioscience: Elite Edition**, v. 11, p. 29-37, 1 jan. 2019.

BARROS, A. W. P., et al. Biomodel acquisition through additive manufacturing for health. **Revista Gaúcha Odontologia**, Porto Alegre, v.64, n.4, p. 442-446, out./dez., 2016.

BERRY, J.L; MORAN, J.M; BERG, W.S. et al. A morphometric study of human lumbar and select thoracic vertebrae. **Spine**, v 12, p 362-367, 1987.

BESKO, Marcos; BILYK, Claudio; SIEBEN, Priscila Gritten. Aspectos técnicos e nocivos dos principais filamentos usados em impressão 3D. **Gestão, Tecnologia e Inovação - Revista eletrônica de Cursos de Engenharia**. Vol.01 n.3, 2017. ISSN 2595-3370

CANSTEIN, C., et al. 3D MR flow analysis in realistic rapid-prototyping model systems of the thoracic aorta: comparison with in vivo data and computational fluid dynamics in identical vessel geometries. **Magnetic Resonance in Medicine**, v. 59, p. 535–546. 2008;

CARVALHO, Eunice; AZEVEDO, Jorge; TARQUINI, Oliana; SILVA, Luís; TEIXEIRA, Luís; JARDIM, Carlos; PIRES, José Garcia. Fixação transpedicular da coluna toraco-lombossagrada: análise de 124 parafusos. **Coluna/Columna**. v. 12, n. 3, p. 232-234, 2013.

CHEN, J. et al. Shape optimization for additive manufacturing of removable partial dentures - A new paradigm for prosthetic CAD/CAM. **PLoS ONE**, v. 10, n.7, p. 1-17, 2015. Disponível em: <<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0132552>>. Acesso em: 11 de dezembro de 2020.

COELHO, A. W. F. **Estudo do processo e da qualidade de peças fabricadas por estereolitografia**. Projeto final de curso de Graduação - Escola Politécnica - POLI/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2016;

COELHO, A. W. F.; ARAÚJO, A. C.; THIRÉ, R. M. da S. M. Manufatura aditiva por estereolitografia: análise da geometria da peça e da influência da posição e orientação de



fabricação. **Matéria** (Rio de Janeiro), vol 23, n 4, 2018; doi:10.1590/s1517-707620180004.0600

CORREIA, J. O sistema nervoso central. **Lacospsychelogs - Psychê e Pathos**. 2012. Disponível em: <<https://sites.google.com/site/lacospsychelogs/sss/a-genetica-e-o-cerebro/o-sistema-nervoso-central>>. Acesso em: 19 de março de 2021.

COUTINHO, G. K. et al. **Modelagem e tecnologias 3D (CAD CAM) aplicada à saúde: uma revisão sistemática**. Tecnologia 3D na Saúde: uma visão sobre Órteses e Próteses, Tecnologias Assistivas e Modelagem 3D [recurso eletrônico] – Natal: SEDIS-UFRN, 2018.

D'URSO PS, ASKIN G, EARWAKER JS, et al. Spinal Biomodeling. *Spine* 1999;24:1247-51.

FLYNN, J.M.; SAKAI, D.S. Improving safety in spinal deformity surgery: advances in navigation and neurologic monitoring. **European Spine Journal**, vol 22, n 2, p S131–S137, 2013.

GALINDO, Marina Hirschle; GALINDO, Renata Hirschle; MEDEIROS, Rodrigo Castro de; PEREIRA, André Flávio; FERREIRA, Marcus André; RANGEL, Túlio De Moura; Parafusos pediculares mal posicionados pela técnica freehand: qual o real valor para o surgimento de lesões neurológicas? **Coluna/Columna**. v. 12, n. 4, p. 315-318, 2013;

GARCIA, Luiz Hilário Tobler. **Desenvolvimento e fabricação de uma mini-impressora 3D para cerâmica**. Dissertação (Mestrado). Escola de Engenharia de São Carlos, USP, 2010.

GEBHARDT, A.; HÖTTER, J.-S. T. **Additive Manufacturing: 3D Printing for Prototyping and Manufacturing**, Carl Hanser Verlag, Munich, 2016

GIBSON, I.; ROSEN, D. W.; STUCKER, B. **Additive manufacturing technologies**. 2 ed. New York: Springer, 2015.

GOMES, Diego; SIMAS, Alexandre Gabriel. **Scanner Tridimensional a Laser**. Trabalho de Conclusão de Curso. Curso Superior de Tecnologia em Mecatrônica Industrial. Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2014.

HATAMLEH, M. et al. Simultaneous Computer-Aided Design/Computer Aided Manufacture bimaxillary orthognathic surgery and mandibular reconstruction using seletive-laser sintered titanium implant. **Journal of Craniofacial Surgery**, v. 27, n. 7, p. 1810-1814, 2016.

HICKS et al. Complications of pedicle screw fixation in scoliosis surgery: a systematic review. **Spine** (Phila Pa 1976), vol 35, p E465–E470, 2010.

IZATT, M.T.; THORPE, P.L.P.J.; THOMPSON, R.G., et al. The use of physical biomodelling in complex spinal surgery. **Eur Spine J**, v. 16, p. 1507-18, 2007.

JACOB, P. & KOWATSCH, R. Sterrad sterilization system: a new technology for instrument sterilization. **Endosc. Surg. Allied Technol**. Vol 1, p. 57–58, 1993.

JUNIOR, A. S. **Análise Comparativa entre os Processos de Prototipagem Rápida na Concepção de novos Produtos: Um Estudo de Caso para Determinação de Processo mais indicado.** Pontifícia Universidade Católica do Paraná, 2008.

LEDONIO et al. Pediatric pedicle screws: comparative effectiveness and safety: a systematic literature review from the Scoliosis Research Society and the Pediatric Orthopaedic Society of North America task force. **J Bone Joint Surg Am.** Vol 93, p. 1227–1234, 2011.

LENKE et al. Rationale behind the current state-of-the-art treatment of scoliosis (in the pedicle screw era). **Spine** (Phila Pa 1976), vol 33, p 1051–1054, 2008.

LI, Zhonghai et al. Design an application of a novel patient-specific 3D printed drill navigational guiding template in percutaneous thoracolumbar pedicle screw fixation: A cadaveric study. **Journal of Clinical Neuroscience**, 2020. <https://doi.org/10.1016/j.jocn.2020.01.083>

LYKISSAS et al. Mid- to long-term outcomes in adolescent idiopathic scoliosis after instrumented posterior spinal fusion: a meta-analysis. **Spine** (Phila Pa 1976), vol. 38, p. E113–E119, 2013.

MA, Z., LI, S., WANG, H., CHENG, W., LI, Y., PAN, L., SHI, Y. Advanced Electronic Skin Devices for Healthcare Applications. **Journal of Materials Chemistry B.** 2018. doi:10.1039/c8tb02862a

MAGALHÃES, Laurence Colares. **A Influência dos Parâmetros Construtivos no Comportamento Mecânico de Peças Fabricadas pela Técnica de Modelagem por Fusão e Deposição (FDM).** 2010.104 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Mecânica e de Materiais, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2010.

MAGERL, F. Stabilization of the lower thoracic spine with skeletal fixation. **Clin Orthop**, v 189, p 125-141, 1984.

MATUZAKI, H; TORKUHASHI, Y; MATSUMOTO, F. et al. Problems and solutions of pedicle screw plate fixation of lumbar spine. **Spine**, v 15, p 1159- 1165, 1990.

MAO, Z.; ZHANG, N.; CUI, Y. Three-dimensional printing of surgical guides for mandibular distraction osteogenesis in infancy. **Medicine**, v. 98, n. 10, 2019;

MCMENAMIN, P.G.; QUAYLE, M.R.; MCHENRY, C.R. et al. The Production of Anatomical Teaching Resources Using Three-Dimensional (3D) Printing Technology. **Anat Sci Educ**, v.7, p. 479-86, 2014

MELO, Henrique Wobeto da Costa; PEDDINGHAUS, William dos Santos. **Aplicação da tecnologia de impressão 3D no planejamento cirúrgico: um estudo de caso.** Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Engenharia Mecânica) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2019.

MOBBS, Ralph J.; COUGHLAN, Marc; THOMPSON, Robert; SUTTERLIN, Chester E.; PHAN, Kevin. The utility of 3D printing for surgical planning and patient-specific implant

design for complex spinal pathologies: case report. **Journal of Neurosurgery: Spine**, v. 26, n. 4, p. 513–518, 2017. doi:10.3171/2016.9.SPINE16371

MOHAMED, Omar A.; MASOOD, Syed H.; BHOWMIK, Jahar L. **Optimization of fused deposition modeling process parameters: a review of current research and future prospects**. Editora Springer, 2015.

MOTA, Carlos Bolli. **BIOMECÂNICA: Ossos**. Universidade Federal de Santa Maria. Laboratório de Biomecânica, 2019.

NETTER, Frank H.. **Atlas de Anatomia Humana**. 2ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.

NUNES, Bruno Louçana. **Desenvolvimento de filamento compósito para impressão 3D**. Trabalho de Conclusão de Curso - Bacharelado em Química Industrial - Universidade Federal Fluminense, Niterói, 2018.

OLMOS, L. G.; LOVO, J. F. P.; CAMARGO, I. L.; CONSONNI, C. R.; FORTULAN, C. A. 3D DLP additive manufacturing: printer and validation. **In Proceedings of the 24th International Congress of Mechanical Engineering - COBEM**, Curitiba, 2017.

PARR, William C. H. et al. 3D printed anatomical (bio)models in spine surgery: clinical benefits and value to health care providers. **Journal Of Spine Surgery**, v. 5, n. 4, p. 549-560, dez. 2019.

PENISTON, S. J. & CHOI, S. J. Effect of sterilization on the physicochemical properties of molded poly(L-lactic acid). **J Biomed Mater Res B Appl Biomater**, vol 80, p 67–77, 2007.

REDWOOD, B.; SCHFFER, F.; GARRET, B. The 3D printing handbook: technologies, design and applications. **3D Hubs**, 2017.

RIVKIN, M.A.; YOCOM, S.S. Thoracolumbar instrumentation with CT guided navigation (O-arm) in 270 consecutive patients: accuracy rates and lessons learned. **Neurosurg Focus**, vol 36, p E7, 2014.

RODRIGUES, M. R.; NEUMANN, M. G. Fotopolimerização: princípios e métodos. **Polímeros: Ciência e Tecnologia, São Paulo**, v. 14, n. 4, p. 276-286, 2003.

RODRIGUEZ-PANES, A.; CLAVER, J.; CAMACHO, A. The influence of manufacturing parameters on the mechanical behaviour of PLA and ABS pieces manufactured by FDM: A comparative analysis. **Materials**, vol 11, n 8, p 1333, 2018. doi:10.3390/ma11081333

SANTANA, Leonardo. **Avaliação de uma impressora 3D baseada em projeto de código aberto na fabricação de peças em PLA**. Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa Catarina, Centro Tecnológico. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Florianópolis, SC, 2015.

SANTANA, J. S. et al. Software para consulta de enfermagem aos hipertensos da Estratégia Saúde na Família. **Rev. Bras. Enferm.**, v. 71, n. 5, p. 2542, out. 2018.

SANTOS, F. P. **Futuras Tecnologias Aplicadas À Arquitetura: Do Digital Para O Material**. Tese (Mestrado). Universidade de Coimbra. Departamento de Arquitetura, 2018.

SCHOELLER, S. D., et al. **Abordagem multiprofissional em lesão medular: saúde, direito e tecnologia**/ Organização de: Soraia Dornelles Schoeller, Alessandra Cadete Martini, Stefânia Forner, Giovani Cavalheiro Nogueira. - Florianópolis, IFSC, 2016. 304 p. ISBN: 978-85-8464-091-1

SCHOUMAN, T. et al. Accuracy evaluation of CAD/CAM generated splints in orthognathic surgery: a cadaveric study. **Head and Face Medicine**, v. 11, n. 1, p. 1-9, 2015.

SHIN et al. Pedicle screw navigation: a systematic review and meta-analysis of perforation risk for computer-navigated versus freehand insertion. **J Neurosurg**, vol 17, p 113–122, 2012.

SILVA, J. R. C. DA. **Método de Concepção de Articulações Flexíveis em Impressoras 3D**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Universidade de Brasília – UNB, Brasília, 2014.

SPIRIG, J. M., GOLSHANI, S., FARSHAD-AMACKER, N. A., FARSHAD, M. Patient-specific template-guided versus standard freehand lumbar pedicle screw implantation: a randomized controlled trial, **Journal of Neurosurgery: Spine SPI**, 2021

SRI-AMPHORN, P.; ABEYKOON, C.; FERNANDO, A. Optimization of Fused Deposition Modeling parameters for improved PLA and ABS 3D printed structures. **International Journal of Lightweight Materials and Manufacture**, 2020; doi:10.1016/j.ijlmm.2020.03.003

STRATASYS Ltd. 2021. Disponível em: <[www.stratasys.com/polyjet-technology](http://www.stratasys.com/polyjet-technology)>. Acesso em: 19 de março de 2021.

TACK, Philip; VICTOR, Jan; GEMMEL, Paul; ANNEMANS, Lieven. 3D-printing techniques in a medical setting: a systematic literature review. **Biomedical Engineering Online**, Ghent, v. 15, n. 1, p. 1-21, 21 out. 2016.

TIAN et al. Pedicle screw insertion accuracy with different assisted methods: a systematic review and meta-analysis of comparative studies. **European Spine Journal**, vol 20, p 846 – 859, 2011;

TONG et al. Three-Dimensional Printing in Spine Surgery: A Review of Current Applications. **The Spine Journal**, 2019. doi: <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2019.11.004>

VERRI, F.R.; JUNIOR, J.F.; ALMEIDA, D.A.. Biomechanical influence of crown-to-implant ratio on stress distribution over internal hexagon short implant: 3-D finite element analysis with statistical test. **J Biomechan**. Vol. 48, p.138-145, 2015.

VOLPATO, Neri. **Manufatura aditiva: tecnologias e aplicações da impressão 3D**. São Paulo: Blucher, 2017. 400 p.: il. ISBN 978-85-212-1150-1.

WARAN, V; NARAYANAN, V.; KARUPPIAH, R., et al. Utility of multimaterial 3D printers in creating models with pathological entities to enhance the training experience of neurosurgeons. **J Neurosurg**, v. 120, p. 489-92, 2014.

WEINSTEIN, J.N; RYDEVIK, B.L; RAUSCHING, W. Anatomical and technical consideration of pedicle screw fixation. **Clin Orthop**, v 284, p 34-45, 1992.

YAP, Y.L. 3D printed bio-models for medical applications. **Rapid Prototyping Journal**, v. 23, p. 227-35, 2017.

ZHENG, Wenhao., et al. The Feasibility of 3D Printing Technology on the Treatment of Pilon Fracture and Its Effect on Doctor-Patient Communication. **Biomed Research International**, v. 2018, p. 1-10, 2018.

## APÊNDICES

## APÊNDICE A

## Solicitação de Biomodelo e Termo de Compromisso

LABORATÓRIO DE TECNOLOGIAS TRIDIMENSIONAIS / LT3D

REGISTRO DA QUALIDADE

Coordenação LT3D: KETINLLY YASMYNE NASCIMENTO MARTINS

O nome e a foto associados à sua Conta do Google serão registrados quando você fizer upload de arquivos e enviar este formulário. Não é [isabelladgallardo@gmail.com](mailto:isabelladgallardo@gmail.com)? [Alternar conta](#)

\*Obrigatório

Endereço de e-mail \*

Seu e-mail



Comprometo-me a repassar ao LT3D/NUTES, via e-mail e com a maior quantidade de informações possíveis, fotos do planejamento e da cirurgia na qual o biomodelo auxiliou. \*

- Aceito
- Não aceito

A solicitação do biomodelo está condicionada ao aceite do termo acima.

Página 1 de 3

Próxima

Nunca envie senhas pelo Formulários Google.

Este conteúdo não foi criado nem aprovado pelo Google.  
[Denunciar abuso](#) - [Termos de Serviço](#) - [Política de Privacidade](#)

Google Formulários

Disponível no link  
<https://forms.gle/JcB9H6xpU9FkuTD59>